

DIE KNOCHENSZINTIGRAFIE ZUR VERLAUFSKONTROLLE
BEI DER HEMI—ALLOARTHROPLASTIK DES HÜFTGELENKS

ESSAM EL-DIN SHALTOUT

Diss. Berlin 1983





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546607_0047

Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin
Klinik für Radiologie, Nuklearmedizin und Physikalische Therapie
Abteilung für Nuklearmedizin (Leiter: Prof. Dr. K. Oeff)
Klinik für Chirurgie,
Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
(Leiter: Prof. Dr. Rahim Rahmanzadeh)

Die Knochenszintigrafie zur Verlaufskontrolle bei der
Hemi-Alloarthroplastik des Hüftgelenks

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Medizinischen Doktorwürde an den
Medizinischen Fachbereichen der
Freien Universität Berlin

Vorgelegt von

Essam El-Din Shaltout
aus Tanta, Ägypten

Referent: Prof. Dr. K. Koppenhagen

Korreferent: Prof. Dr. G. Friedebold

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 26.7.1983

Meinem Onkel Essam Abdel Motti
Er war mein Freund und Lehrer.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Die biologische Reaktion bei der Hemi-Alloarthroplastik	1
1.2 Nuklearmedizinische Funktionsdiagnostik	1
2. Knochenstoffwechsel und Skelettszintigrafie	2
2.1 Knochenstoffwechsel	2
2.2 Skelettszintigrafie	5
2.2.1 Historischer Überblick	5
2.2.2 Osteotrope Radioisotope und Radiopharmazeutika	6
2.2.3 Skelettszintigrafie mit ^{99m}Tc	9
2.2.3.1 ^{99m}Tc -Phosphorverbindungen	9
3. Diagnostik der Umbauprozesse des Knochens nach Hemi-Alloarthroplastik des Hüftgelenkes	14
3.1 Allgemeine Problematik	14
3.2 Bisherige Untersuchungen	17
4. Eigene Untersuchungen	19
4.1 Untersuchungsziel	19
4.2 Material	19
4.3 Methodik	24
4.3.1 Verwendete Substanz	24
4.3.2 Technische Durchführung	25
4.4 Ergebnisse	27
4.4.1 "Normal"-Werte	28
4.4.2 Das Knochenszintigramm nach Prothesenimplantation	34
4.4.2.1 Das postoperative Knochenszintigramm (Zeitraum A)	35
4.4.2.2 Knochenszintigramm zwei bis neun Monate postoperativ (Zeitraum B)	42
4.4.2.3 Knochenszintigramm zehn bis fünfzehn Monate postoperativ (Zeitraum C)	43

4.4.2.4	Knochenszintigramm 16 bis 24 Monate postoperativ (Zeitraum D)	44
4.4.2.5	Knochenszintigramm 25 bis 36 Monate postoperativ (Zeitraum E)	45
4.4.2.6	Knochenszintigramm 37 bis 48 Monate nach der Operation (Zeitraum F)	47
4.4.2.7	Knochenszintigramm 49 bis 61 Monate nach der Operation (Zeitraum G)	48
4.4.3	Der postoperative Verlauf	49
4.4.3.1	Der postoperative Frühverlauf	53
4.4.3.2	Der Spätverlauf	49
4.4.3.3	Der pathologische Verlauf	56
4.4.3.3.1	Befunde bei zunehmender Arthrose	57
4.4.3.3.2	Befund bei Pfannenprotrusion	62
4.4.3.3.3	Befund bei periartikulären Ossifikationen	66
4.4.3.3.4	Befund bei Prothesenlockerung	72
4.4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	78
5.	Diskussion	80
6.	Zusammenfassung	90
7.	Literaturverzeichnis	92
8.	Danksagung	106
9.	Lebenslauf	107

1. EINLEITUNG

1.1 Die biologische Reaktion bei der Hemi-Alloarthroplastik

Die Implantation eines Fremdkörpers in den Knochen verursacht eine Reaktion der umliegenden Knochen- und Weichteilgewebe im Sinne einer funktionellen Anpassung. Sie verläuft in drei Phasen, deren letzte, die Stabilisationsphase, erst 6 Monate bis 2 Jahre nach der Operation beginnt (107). Spätere Reaktionsvorgänge können als pathologisch angesehen werden. Beim Teilgelenkersatz kommt es neben den Stabilisierungsproblemen des Prothesenschaftes zu einer frühzeitig beginnenden Reaktion des erhaltenen natürlichen Gelenkteiles auf das Implantat. Hierfür sind Verschleißvorgänge an den artikulierenden Flächen als auch veränderte mechanische Verhältnisse die Ursachen. Die Adaptation ist in der Regel im Verlaufe von 2-5 Jahren abgeschlossen (74).

Diese langzeitigen Anpassungsvorgänge, die in der Regel schmerzfrei verlaufen, sind als Gewebereaktion im Röntgenbild nur sehr schwer zu erfassen. Es erscheint daher wichtig, mit Hilfe anderer, ebenfalls nicht invasiver Methoden, Einblicke in den zeitlichen Ablauf solcher Reaktionen zu erhalten und physiologische von pathologischen Vorgängen klinisch zu trennen.

1.2 Nuklearmedizinische Funktionsdiagnostik

Die Entwicklung der Nuklearmedizin im Verlaufe der letzten 20 Jahre hat Möglichkeiten geschaffen, mit Hilfe neu entwickelter Radiopharmazeutika Einblicke in Stoffwechselvorgänge - auch des Knochens - zu gewinnen. Aufgrund verbesserter Spezifität und geringerer Strahlenbelastung ist es damit möglich geworden, diese Radiopharmazeutika für die Routine-diagnostik anzuwenden. Mit geringer Strahlenintensität und

kurzer Halbwertszeit ermöglichen die Substanzen wiederholte Verlaufskontrollen.

2. Knochenstoffwechsel und Skelettszintigrafie

2.1 Knochenstoffwechsel

Die knochenproduzierenden Zellen gehören zu den Bindegewebszellen, denen allgemein die Eigenschaft zur Produktion interzellulärer Substanzen zukommt. Es handelt sich hier um polymerische Komponenten, die den strukturellen Rahmen des Gewebes ausbilden. Die Hauptkomponenten dieser interzellulären Matrix, die für die mechanischen Eigenschaften verantwortlich sind, sind Proteine und Polysaccharide. Die Produktion der Matrixkomponenten erfolgt in Membranen des endoplasmatischen Retikulums, die zu einer parallelen Ausrichtung tendieren und sich zu den Enden der Zellfortsätze ausdehnen können. Die Polymerisation der Matrixbestandteile aus ihren niedermolekularen Vorstufen geschieht entlang der Membranen des endoplasmatischen Retikulums und die Matrix wird dann durch Segmente der Zelloberfläche ausgestoßen, die sich vorwölben und nach Ausstoßen der Matrix wieder zurückziehen. Von jedem sich vorwölbenden Segment der Zellwand wird ein Bündel von Kollagenfibrillen mit den begleitenden Polysacchariden ausgestoßen. Die Hauptanteile der interzellulären Matrix sind also Proteine und Polysaccharide, wobei es sich bei den Proteinen im allgemeinen um spezifische Glycoproteine und Phosphoproteine handelt. Andere Substanzen, wie Lipide, sind ebenfalls vorhanden, jedoch in geringem Umfange (60).

Während die normale Bindegewebsmatrix in der Regel nicht verkalkt, besitzt die Knochenmatrix aufgrund mehrerer noch

nicht näher bekannter "osteogener Faktoren" die Fähigkeit, Kalzium und andere Mineralien aufzunehmen und damit zu erhärten. Dieser Vorgang wird als Mineralisation bezeichnet. Die Erhärtung der Knochenmatrix bestimmt die charakteristischen mechanischen Eigenschaften des Knochengewebes.

Das am meisten im Körper verbreitete Mineral ist eines der Kalziumphosphate, der Hydroxyapatit mit der Summenformel $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Der Hydroxyapatit enthält Kalzium und Phosphate im Verhältnis von Ca:P von 1:1,67. Andere Kalziumphosphatverbindungen finden sich ebenfalls im Knochen; amorphes Kalziumphosphat liegt zu etwa 30 Prozent im Knochen vor. Die Kristallstruktur des Hydroxyapatits ist heute bekannt. Die Oberfläche des Hydroxyapatits ist reaktiv und in der Lage, bestimmte Ionen wie z.B. Na^+ , Ca^{++} , Phosphate, Karbonate, Ziträte, aber auch zusätzliche Kalziumphosphatkomplexe durch elektrostatische Kräfte an der Kristalloberfläche zu binden oder zu adsorbieren. Auf diese Weise werden auch Ionen, die nicht am Aufbau des Knochenminerals unmittelbar beteiligt sind, im Knochen angereichert. Diese Ionenverteilung unterliegt einem ständigen Austausch mit Ionen außerhalb der Hydratationsschale des Hydroxyapatits (105, 114).

Der Hydroxyapatit steht in einem ständigen Austausch mit den Kalziumphosphatsystemen des Körpers, dem sogenannten Kalziumpool. Dies ermöglicht, daß zum Beispiel ein radioaktiv markierter Kalziumphosphatkomplex oder ein vom Körper wie ein Kalziumphosphatkomplex behandelter anderer Phosphorkomplex an den Hydroxyapatit angelagert und wieder abgespalten werden kann. Das amorphe Kalziumphosphat wird transformiert zu Hydroxyapatit. Es ist dabei zu beobachten, daß die Kristallgröße des Hydroxyapatits im Laufe von 40 bis 60 Tagen abnimmt und die kleineren Kristalle resorbiert werden (78).



Aus Beobachtungen an unreifen Knochengeweben ließ sich feststellen, daß der Hydroxyapatit interfibrilär an die Kollagenfibrillen angelagert wird und diese umhüllt. Andererseits waren Depots von sogenannten Mikrokristalliten von Apatit an der Oberfläche der Fibrillen zu beobachten (105).

An den Ossifikationsprozessen sind die zellulären Elemente wesentlich beteiligt. Die Osteoblasten scheiden Vesikel mit hohem Pyrophosphatanteil aus. Diese Vesikel finden sich zwischen den Kollagenfibrillen. An ihnen spielen sich die Verkalkungsvorgänge ab (13, 88).

Durch Beobachtungen der Kinematik osteotroper Radioisotope konnten FRASER et al. (41) nachweisen, daß die Tracersubstanzen sich sehr rasch an den Knochenkristalloberflächen anlagerten. Dies führte zu einem raschen Abfall der Plasmakonzentration. In den folgenden Tagen trat dann ein langsamer exponentieller Abfall der Radioisotopenkonzentration im Plasma ein, der durch die Diffusion des Radioisotops in die tieferen Knochenkristallschichten und durch die Knochenneubildung erklärt werden konnte.

Außerdem findet natürlich ein ständiger Verlust des Radioisotops über Urin und Faeces statt. Durch Umbauvorgänge des Knochens werden dann im Laufe weiterer Zeit wieder Radioisotope freigesetzt.

Obwohl ein mineralotropes Radioisotop aufgrund physikochemischer Mechanismen auch an der Kristalloberfläche toter Knochen abgelagert wird (12), verlaufen diese Diffusions- und Austauschprozesse am lebenden Knochen wesentlich rascher. Am intensivsten werden die Tracersubstanzen deswegen in Knochenbezirken mit aktiver Osteogenese angereichert (83).

Die Registrierung des Verhaltens osteotroper Radioisotope läßt deshalb Rückschlüsse auf Knochenmineralumsätze zu, die

durch allgemeine pathologische Prozesse (Knochenstoffwechselstörungen wie z.B. Osteoporose) oder lokale Umbauvorgänge (z.B. nach Frakturen) bedingt werden. Letztere sind bei der Skelettszintigrafie besonders gut zu erfassen.

2.2 Skelettszintigrafie

2.2.1 Historischer Überblick

1935 erfolgte die erste Applikation von Radioisotopen am Menschen durch CHIEVITZ und HEVESY (21), die über die Austauschreaktionen von ^{32}P am Knochen berichteten. Für ^{89}Sr beobachteten 1942 TREADWELL und andere (103), daß es in malignen primären Knochentumoren angereichert wurde. Dasselbe konnte 1951 von MULRY und DUDLEY (71) für ^{72}Ga festgestellt werden. BAUER und RAY (5) untersuchten 1958 die Kinetik des Strontiumstoffwechsels beim Menschen unter Verwendung von ^{85}Sr und führten neben Bilanzmessungen auch äußere Messungen durch. BAUER und WENDEBERG (6) wiesen in einer vergleichenden Untersuchung nach, daß ^{85}Sr in umschriebenen Skelettläsionen in derselben Weise angereichert wurde wie das ^{45}Ca . Sie fanden auch heraus, daß nicht nur Malignome, sondern auch gutartige Veränderungen des Knochens (Frakturen, Morbus Paget und die Osteomyelitis) eine Traceranreicherung in den befallenen Skelettanteilen bewirkten. Aufgrund äußerer Aktivitätsmessungen konnten GYNNING et al. (48) 1961 Mammakarzinometastasen in der Wirbelsäule lokalisieren. Sie beobachteten, daß die Metastasen auf diese Weise früher erkannt werden konnten als auf dem Röntgenbild. Die ersten Skelettszintigramme mit bildlicher Darstellung der Radioaktivitätsverteilung wurden von FLEMING et al. (40) 1961 beschrieben. Von dieser Zeit an nahmen die Publikationen über die Skelettszintigrafie sprunghaft zu. Es wurden einerseits weitere osteotrope Substanzen beschrieben, andererseits erfolgte eine Ausweitung der Untersuchungen auf

alle Gebiete.

2.2.2 Osteotrope Radioisotope und Radiopharmazeutika

Grundsätzlich ist jedes Element, das sich im Knochen ablagern kann, eine osteotrope Substanz. Das ist bei der Mehrzahl der Elemente der Fall. Das osteotrope oder knochenaffine Radionuklid (bone seeker) muß aber, um für die Skelettszintigrafie geeignet zu sein, einige Voraussetzungen erfüllen:

1. es muß selektiv im Skelett fixiert werden,
2. die physikalische Halbwertszeit soll möglichst kurz sein, um eine stärkere Strahlenbelastung des Gesamtorganismus und speziell der Gonaden beim Untersuchten zu vermeiden,
3. hohe Nachweisempfindlichkeit durch günstige Energie der emittierten Gamma-Strahlung,
4. die nicht vom Knochen aufgenommene Aktivität muß eine möglichst rasche Blut- und Weichteilclearance aufweisen,
5. eine pharmakologische Beeinflussung der Organfunktion durch die inkorporierten Radionuklide muß ebenso vermieden werden wie das Überschreiten einer Grenzdosis,
6. das Radionuklid sollte ohne größeren Aufwand herstellbar und transportierbar, ggf. auch lagerfähig sein, um eine wirtschaftliche Verwendung zu ermöglichen.

Das wichtigste chemische Knochenelement, das Kalzium, eignet sich als osteotropes Radionuklid nur wenig, da ^{47}Ca nicht nur eine sehr harte Gamma-Strahlung hat, sondern auch Beta-Teilchen emittiert, so daß es wegen der damit verbundenen hohen Strahlenbelastung kaum Anwendung gefunden hat. ^{45}Ca und auch ^{32}P (radioaktives Isotop des Phosphors) sind reine Beta-Strahler, die nur für Stoffwechselbilanzuntersuchungen brauchbar sind. ^{85}Sr wurde - wie erwähnt - als einziges Nuklid häufiger angewendet. Es verursacht jedoch infolge seiner Halbwertszeit von 65 Tagen eine zu hohe Strahlenbe-

lastung des Organismus, so daß es heute nur noch bei Messungen, die über einen längeren Zeitraum durchgeführt werden müssen, angewandt wird. Das kurzlebige ^{87}mSr führt zwar zu einer erheblich niedrigeren Strahlenbelastung, muß aber infolge seiner kurzen Halbwertszeit bereits 1 bis 3 Stunden nach Applikation szintigrafiert werden, d.h. zu einem Zeitpunkt, zu dem ein erheblicher Anteil des nicht am Knochen fixierten Strontiums noch nicht ausgeschieden ist, was die Qualität der Skelettabbildung mindert.

Als besonders vorteilhaft für die Skelettszintigrafie wurde das ^{18}F angesehen (11, 54, 111, 120). Es wird durch Austausch von F^- gegen OH^- im Hydroxyapatit schnell und fast so gut wie Strontium durch die Knochen aufgenommen, dabei jedoch sehr viel rascher als dieses durch die Nieren ausgeschieden, wodurch kontrastreichere Skelettszintigramme gelingen. Die kurze Halbwertszeit von 110 Minuten, die Messungen nur in der Nähe eines Reaktors möglich macht, sowie die hohe Gamma-Strahlung von 511 keV haben einer breiteren Anwendung des ^{18}F jedoch Grenzen gesetzt. Weitere Versuche mit ^{117}mZn , ^{203}Bi , ^{131}Ba , ^{176}Tl haben ebenfalls keine für die Routinediagnostik geeignete Anwendbarkeit gezeigt. Eine Übersicht über die physikalischen Eigenschaften von zur Knochenszintigrafie geeigneten Radionukliden gibt die nachfolgende Tabelle (nach 65).

Unabhängig von der Art des verwendeten Nuklids ist es heute möglich, durch chemische Verbindung der Nuklide eine bessere Organaffinität und Ausscheidungskinetik zu erreichen. Wir nennen solche Nuklidaufbereitungen Radiopharmazeutika.

Osteotrope Substanz	Radionuklid	Physikalische Halbwertszeit	Zerfallsart	γ Energie (keV)
Fluorid	F-18	1,85 h	β^+	511
Phosphat	P-32	14,3 d	β^-	
Calciumsalze	Ca-45	163 d	β^-	1.300
Strontiumsalze	Sr-85	64,5 d	EC	514
				134
	Sr-87m	2,8 h		382
Technetiumpolyphosphate oder -diphosphate	TC-99m	6 h		140
Zinn-Chelatkomplexe	Sn-117m	14 d		158
Bariumsalze	Ba-131	11,5 d	ED	124
				216
				373
				396
Thulium-HEDTA	Tm-167	9,3 d	ED	208
Blei-Chelatkomplexe	Pb-203	2,2 d	ED	280

Tab.1: Physikalische Eigenschaften von zur Knochenszintigraphie geeigneten Radionukliden (Nach MERRICK 1975)

2.2.3 Skelettszintigrafie mit ^{99m}Tc

^{99m}Tc ist ein Generatorknuklid, das aus einem ^{99}Mo -Generator gewonnen werden kann. Für die Ablagerung im Knochengewebe entscheidend ist seine Bindung an eine synthetische knochenaffine Substanz, d.h. seine Verwendung als Radiopharmazeutikum. Für das ^{99m}Tc haben sich Phosphorverbindungen als vorteilhaft erwiesen.

Die Präparation der entsprechenden Radiopharmazeutika muß von den Untersuchern selbst vorgenommen werden. Es stehen jedoch im Handel entsprechende "Kits" zur Verfügung, so daß der Laboratoriumsaufwand gering ist.

Das ^{99m}Tc wird aus einer ^{99}Mo -Säule gewonnen. Das ^{99}Mo wird durch Bestrahlung von ^{98}Mo mit thermischen Neutronen hergestellt. Es wandelt sich mit einer Halbwertszeit von 65 Stunden in ^{99m}Tc um. ^{99m}Tc ist ein reiner Gammastrahler mit einer Energie von 140 keV und geht mit einer Halbwertszeit von 6 Stunden in ^{99}Tc , einen reinen Beta-Strahler, über. Dieser zerfällt mit einer Halbwertszeit von 2×10^5 Jahren in stabiles ^{99}Ru . Für die nuklearmedizinische Verwendung wird die beim Zerfall von ^{99m}Tc ausgesandte Gammastrahlung mit den handelsüblichen Kollimatoren und auch von der Gamma-Kamera ohne spezielle Abschirmung gemessen.

2.2.3.1 ^{99m}Tc -Phosphorverbindungen

Die Wirkung der Phosphorverbindungen als knochenaffine Substanzen für die Skelettszintigrafie geht auf die Entdeckung von FLEISCH und NEUMANN (38) zurück, daß Plasma die Eigenschaft besitzt, die Ausfällung von Kalziumphosphat zu hemmen. Diese Hemmaktivität konnte mit alkalischer Phosphatase zerstört werden. Polyphosphate, die durch P-O-P-Bindungen charakterisiert sind, wurden in der Technik benutzt, um Kalkablagerungen in Wasserleitungen und Wasserbehältern

zu verhüten. Da die Polyphosphate bei niedrigerer Konzentration auch die Ausfällung von Kalziumphosphat hemmten, schlossen FLEISCH und NEUMANN, daß der Hemmstoff eine dem Polyphosphat ähnliche Struktur haben könnte.

Der später von FLEISCH und BISAZ (37) isolierte Hemmstoff war Pyrophosphat, das bis zu diesem Zeitpunkt in Körperflüssigkeiten nicht nachgewiesen worden war. In weiteren Untersuchungen konnte dann gezeigt werden, daß Pyrophosphat sowohl die Ausfällung als auch die Auflösung von Hydroxyapatit hemmt. Die engen Beziehungen zum Knochenstoffwechsel ließen das Pyrophosphat und die Polyphosphate durch Bindung an ^{99m}Tc als die geeigneten knochenaffinen Substanzen für die Skelettszintigrafie erscheinen.

1971 entwickelten SUBRAMANIAN und Mc AFFEE (92) ein Triphosphat $\text{Na}_5\text{P}_3\text{O}_{18}$ mit einem Molekulargewicht von 365, das mit Zinn-II-chlorid stabilisiert und ^{99m}Tc markiert dem ^{85}Sr vergleichbare knochensuchende Eigenschaften hatte. 1972 fanden sie ein Polyphosphat mit einem Molekulargewicht von 4.660 und einer Kettenlänge von 46, das die Eigenschaften des Triphosphates noch übertraf.

Bei ihren Versuchen mit einem ^{99m}Tc -Komplex eines Monohydrogenphosphates fanden SUBRAMANIAN und Mc AFFEE heraus, daß der Zusatz von Zinn-II-chlorid die Verteilung der Substanz im Gewebe zugunsten der Knochen beeinflusste und die Konzentration in Leber und Milz senkte. Soweit heute bekannt ist, wird das Zinn-II-Salz zur Reduktion des TcO_4^- gebraucht, um den Einbau des Technetium in einen Zinn-II-Phosphatkomplex zu ermöglichen.

Nur das reduzierte Tc, vorwiegend das vierwertige, ist in der Lage, mehr oder weniger stabile ^{99m}Tc -Phosphorverbindungen zu bilden.(31)

Eine weitere Entwicklung kam durch Untersuchungen von SUBRAMANIAN et al. (92, 93, 94), CASTRONOVO und CALLAHAN (18) und YANO et al. (119) in Gang, als sie mit dem ^{99m}Tc -EHDP (Ethylen-1-Hydroxy-1,1-Diphosphonat) die Diphosphonate als für die Knochenszintigrafie geeignete Phosphorverbindungen des Technetiums erforschten.

Da Pyrophosphat und die Polyphosphate von körpereigenen Enzymen, insbesondere von der alkalischen Phosphatase rasch gespalten werden, hatte man nach anderen, strukturell ähnlichen, jedoch stabileren Verbindungen gesucht. FLEISCH et al. hatten 1969 (39) zeigen können, daß die Diphosphonate in vitro die Lösung von Kalzium- und Phosphationen aus dem Hydroxyapatit wie die Polyphosphate hemmen konnten. An Gewebekulturen konnte die durch Parathyreoidea-Extrakt induzierte Knochenresorption durch Diphosphonate gehemmt werden, jedoch nicht durch Pyro- oder Polyphosphate. Bei Ratten konnte der durch Parathyreoidea-Extrakt induzierte Anstieg des Serum-Calcium-Spiegels verhindert werden, während Poly- und Pyrophosphate hier auch wirkungslos waren. Damit war mit den Diphosphonaten die gewünschte neue Substanz gefunden worden.

Die Diphosphonate haben - verglichen mit dem Pyrophosphat - anstelle einer P-O-P-Bindung eine P-C-P-Bindung, die von Enzymen nicht gespalten werden kann. Die physikalisch-chemischen Effekte der Diphosphonate sind denjenigen des Pyrophosphates sehr ähnlich. So hemmen die Diphosphonate die Ausfällung von Kalziumphosphat und die Umwandlung von amorphem Kalziumphosphat zu kristallinem Hydroxyapatit. Sie verzögern das Zusammenballen zu Aggregaten. Andererseits sind sie auch in der Lage, Aggregate in kleinere Teile zu zersetzen. Ferner spalten die Diphosphonate von der Kristalloberfläche Partikel in kolloidaler Form in die Lösung ab, ein Vorgang, der "Peptisation" genannt wird. Schließlich hemmen die Diphosphonate die Auflösung von Apatitkristallen.

Alle diese Effekte sind wahrscheinlich darauf zurückzuführen, daß diese Substanzen (Pyrophosphat, Polyphosphate und Diphosphonate) eine hohe Affinität zum Apatit haben, sich deshalb an die Kristalloberfläche binden und diese verändern. (33)

Mit der Einführung des EHDP wurde nach weiteren Phosphonaten gesucht, von denen das Imido-Diphosphat (IDP) zunächst geeignet schien. 1973 publizierten SUBRAMANIAN und Mitarbeiter (92), daß das ^{99m}Tc markierte MDP (Methylen-Diphosphonat) zur Knochenszintigrafie geeignet schien. 1975 stellten dieselben Untersucher die wesentlichen Vorteile des ^{99m}Tc -Methylen-Diphosphonats im Vergleich zu den übrigen Phosphatkomplexen heraus, die im wesentlichen in einer dem Fluor-18 ähnlichen Blutclearance bestanden. So sind aufgrund der höheren Knochenaffinität gute Skelettabbildungen bereits nach 2 Stunden möglich, während bei den anderen Phosphorverbindungen die Traceranlagerung bis zu 4 Stunden abgewartet werden mußte.

Das ^{99m}Tc -Methylen-Diphosphonat hat sich in zahlreichen Untersuchungen als ein sehr gutes Radiopharmazeutikum bewährt (8, 81). Bei Ganzkörperszintigrammen fiel bei vielen Patienten eine störende Magendarstellung auf, wenn die MDP-Lösungen mehr als 4 Stunden nach Eluat-Zugabe injiziert wurden. Dies weist auf eine mangelnde in vitro-Stabilität fertiger ^{99m}Tc -MDP-Lösungen hin, die zu einem Wiederanstieg des freien Pertechnetats und damit zu einer Aktivitätsspeicherung im Magen führt. Die Ursache ist wahrscheinlich eine unzureichende Komplexstabilität des ^{99m}Tc -MDP. Durch Zusatz von Stabilisatoren wie Ascorbinsäure oder Gentisinsäure versucht man, die in vitro Stabilität der Diphosphonate zu verbessern, wobei aus den bisherigen tierexperimentellen Daten geschlossen werden kann, daß diese Substanzen keinen

nennenswerten Einfluß auf die Organverteilung der Diphosphonate haben (101, 102).

Die Suche nach dem idealen Radiopharmazeutikum für die Knochenszintigrafie ist noch nicht abgeschlossen. Untersuchungen von BEVAN et al. (9, 10) mit ^{99m}Tc -Hydroxymethylen-diphosphonat (HMDP), das im Vergleich zu ^{99m}Tc -MDP, ^{99m}Tc -EHDP und ^{99m}Tc -Pyrophosphat eine höhere uptake-Rate für den Knochen und eine schnellere Blutclearance aufweist, zeigen, daß chemische Veränderungen des MDP die pharmakologischen Eigenschaften noch verbessern können. Auch die in der letzten Zeit empfohlene ^{99m}Tc -markierte Verbindung der 3,3-Diphosphono-1,2-Propan-Dicarbonsäure (^{99m}Tc -DPD) soll nach klinischer Prüfung gegenüber dem MDP eine schnellere Weichteilclearance aufweisen (36). Außerdem soll diese Substanz eine bessere in vivo-Komplexstabilität besitzen als das ^{99m}Tc -MDP (86).

3. Diagnostik der Umbauprozesse des Knochens nach Hemi-Alloarthroplastik des Hüftgelenkes

3.1 Allgemeine Problematik

Die 1953 von MOORE (66) beschriebene Hemiarthroplastik des Hüftgelenkes führte zu einer sprunghaften Entwicklung der Hüftgelenksendoprothetik. Nachdem jedoch der Teilersatz des Hüftgelenkes bei nahezu allen Indikationen angewandt worden war, zeigte sich nach wenigen Jahren die Problematik dieser Behandlungsmethode sehr deutlich. Ein großer Teil der Prothesen "wanderte" durch Umbauprozesse im Azetabulum. Diese Komplikation veranlaßte CHARNLEY (19), zum totalen Hüftgelenkersatz mit Ersatz der Hüftpfanne durch ein Kunststoffimplantat mit günstigen Reibungseigenschaften, nachdem es möglich geworden war, das Pfannenimplantat mit Hilfe von Polymethylmethacrylat-Klebern zu befestigen. Seitdem hat die Hüftgelenksendoprothetik eine so erhebliche Entwicklung genommen, daß heute ca. 150 verschiedene Typen von Hüftgelenksendoprothesen bestehen. Mit dieser Entwicklung zeigte sich jedoch im Laufe weniger Jahre auch die Problematik der Implantation eines Fremdkörpers als Gelenkersatz. So wird heute in der Literatur der Diskussion der biologischen Verträglichkeit der Implantate (115, 53) den biomechanischen Gegebenheiten und den Materialeigenschaften (85, 89, 100, 104) breiter Raum gewidmet.

Für den alleinigen Ersatz des Femurkopfes durch eine Endoprothese (Hemi-Alloarthroplastik) wurden seit der Anwendung der Hüftgelenkstotalendoprothese klare Indikationen herausgearbeitet. Es sind diese:

- mediale oder laterale Schenkelhalsfrakturen beim alten Patienten (25, 52)

- pertrochantere Femurfrakturen bei sehr alten Patienten als Ausnahmeindikation (14, 32, 57, 77).
- von einigen Autoren werden auch Femurkopfnekrosen (29, 59) und Fehlschläge nach Osteosynthesen am Schenkelhals (17, 63) als Indikationen angegeben.

Von den Komplikationen der Femurkopfprothese und den Erfolgen der Hüftgelenktotalendoprothese beeinflusst, entwickelte 1964 MONK eine Hüftgelenksprothese, die das Prinzip der "low friction" der Hüftgelenktotalendoprothese, d.h. das reibungsarme Gleiten zwischen Metall und Kunststoffpfanne in einer Femurkopfprothese verwirklichte. Bei dieser Prothese ist die Kunststoffpfanne beweglich mit dem Metallprothesenkopf verbunden. Die Oberfläche der Kunststoffpfanne ist glatt und wird der Größe des entfernten Femurkopfes entsprechend implantiert. Die Kunststoffpfanne wird also nicht wie bei der Totalendoprothese "zementiert". Diese Idee MONK's veranlaßte später weitere Orthopäden, ähnliche Prothesen zu entwerfen, die zum Teil über der äußeren Oberfläche der Kunststoffpfanne noch einen Metallüberzug tragen (40, 44). Gleichzeitig entwickelte CHRISTIANSEN (22) eine Femurkopfendoprothese, bei der er den Prothesenkopf zur Reibungsverminderung auf einem Zapfengelenk rotieren ließ. Diese Idee regte später WEBER (110) an, das Rotationsprinzip auf einem Zapfengelenk für eine Totalendoprothese zu verwenden.

Die hauptsächliche Komplikation der Femurkopfprothesen aus Metall nach MOORE (67) und THOMPSON (99) besteht in einer Verlagerung der natürlichen Hüftpfanne in einer Rate bis zu 25% (30, 51). Die Ursachen dieser Protrusio acetabuli sind erst zum Teil erklärt. Es handelt sich hierbei um primäre, durch die Prothese bedingte Knorpelzerstörungen, die eine Reaktion des subchondralen Knochens zur Folge haben (34, 35) und um operationstechnische Fehler (52, 61).

Da als ursächlich für die Abnutzung der natürlichen Pfanne zum Teil der Druck des steifen Prothesenkopfes der Metallprothese,

zum Teil die ungedämpfte Stoßbelastung des Knorpels und des subchondralen Knochens, zum anderen ein Abrieb des Knorpels durch die Metalloberfläche angesehen wurden, konnte von den neuen Rotationssendoprothesen erwartet werden, daß sie diese Komplikationsrate mindern. Bei diesen Prothesen findet ja nach biomechanischer Vorstellung die Hauptbeweglichkeit im Gelenk zwischen Prothesenknopf bzw. Prothesenzapfen und der Kunststoffkappe statt. Ob dies auch dauerhaft der Fall ist, wird von einigen Untersuchern bezweifelt (28, 90).

Bei der Protrusio acetabuli, die am häufigsten bis zum Ende des dritten Implantationsjahres nach einer Femurkopfprothese zu erwarten ist (76) tritt durch Umbauten des Knochens eine Verlagerung der Hüftpfanne nach cranial-lateral oder medial auf. Welches Ausmaß diese Pfannenverlagerung annimmt, ist nicht vorhersehbar. In einigen Fällen tritt nach mehrjähriger Prothesentragedauer eine Stabilisierung des Pfannenumbaus ein.

Als Reaktion auf die Implantation des Stahlprothesenschaftes und die damit veränderte Biomechanik des Femurschaftes sind Anpassungsvorgänge auch im Femurschaftbereich am Knochen zu beobachten. Diese liegen zum Teil in Resorption und sekundärem Knochenanbau als anfängliche Reaktion mit der Folge eines Stabilisierungszustandes bei stabil implantierter Prothese oder in einem konstanten Umbau des Knochens mit Osteolyse und Osteogenese im Gleichgewicht.

Der Knochen toleriert den Fremdkörper Hüftgelenksprothese nach einer Anpassungsreaktion so lange, wie keine mechanische Überlastung des Knochens erfolgt (85). Umbauvorgänge des Knochens erfolgen langsam. So manifestieren sich solche Umbauvorgänge sowohl als Anpassungsreaktion wie auch als Überlastungsreaktion als morphologische Veränderung erst spät im Röntgenbild. Die erhöhten An- und Abbauvorgänge sind als Stoffwechselreaktion des Knochens im Röntgenbild nicht erkennbar.

3.2 Bisherige Untersuchungen

Die Schwierigkeiten der Klärung von Beschwerden im Hüftgelenk nach der Implantation einer Hüftgelenksendoprothese durch Röntgenuntersuchungen liegen in einer Vielzahl möglicher Ursachen dieser Beschwerden:

- a. akute oder chronische Infektion
- b. Prothesenlockerung
- c. Pfannenwanderung (bei Teilprothesen)
- d. paraartikuläre Ossifikationen

Die meisten der genannten Ursachen sind im Röntgenbild erfaßbar (46, 87, 97, 91a).

Die Röntgenuntersuchung ergibt jedoch selten eindeutige Befunde (8), oder die röntgenologisch-diagnostischen Kriterien stellen sich im Verlauf erst recht spät dar (49).

Es ist deshalb versucht worden, die Skelettszintigrafie zur Verbesserung der Diagnostik von Komplikationen nach Hüftgelenksprothesen heranzuziehen. Diese Untersuchungen erfolgten zunächst mit Radiostrontium (51, 106). Mit der Einführung der ^{99m}Tc -Phosphorverbindungen seit 1971 hat die differentialdiagnostische Bedeutung der Knochenszintigrafie für die Diagnostik von Hüftgelenksbeschwerden nach Prothesenimplantation erheblich zugenommen (8, 24, 27, 43, 47, 49, 55, 56, 59, 64, 70, 78, 79, 80, 81, 96, 98, 108, 112, 113, 117).

Die meisten Untersucher beurteilten mit Hilfe der Knochenszintigrafie Hüftgelenkstotalendoprothesen. Nur zwei Untersucher haben bisher szintigrafische Untersuchungen bei Femurkopfprothesen durchgeführt (51, 82).

Während der Aussagewert der frühzeitigen Erkennung von Veränderungen an Schaft oder Pfanne von Hüftgelenktotalendoprothesen heute unbestritten ist, geht die Diskussion zur Zeit um eine Verfeinerung der Differentialdiagnostik zwischen aseptischer und septischer Lockerung. Hierzu erfolgt häufig der Einsatz eines weiteren osteotropen Minerals (79, 81, 116).

Bei der Hemiarthroplastik stellt der Knochenumbau der Hüftgelenkspfanne als Reaktion auf die durch den Prothesenkopf veränderten mechanischen Verhältnisse ein spezielles Problem dar. Knochenumbauprozesse zeigen sich im Röntgenbild in der Regel erst nach ein bis zwei Jahren (35). HEGI und ROTH (51) konnten jedoch Aktivitätsanreicherungen im Knochenszintigramm bereits vor röntgenologisch sichtbarer Pfannenwanderung feststellen.

4. Eigene Untersuchungen

4.1 Untersuchungsziel

Im Gegensatz zu den Metallkopfprothesen (MOORE, THOMPSON) sollen die sphärischen Rotationsendoprothesen einen schonenden Effekt auf die Knochensubstanz des Azetabulum haben. Es war deshalb das Ziel der Untersuchungen, im Rahmen klinischer Nachkontrollen von Patienten mit einer sphärischen Rotationsendoprothese (Duo-Kopf-Prothese, Fa. Mecron, Berlin, Abb. 1), die in unterschiedlichen Zeiträumen nach der Operation erfolgten, Beckenszintigrafie anzufertigen. Bei einem weiteren Teil der Patienten sollte im Rahmen einer prospektiven Studie kontrolliert werden, welche knochenszintigrafischen Befunde im Verlauf nach der Prothesenimplantation auftreten.

4.2 Material

Bei 80 Patienten der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie im Klinikum Steglitz, bei denen seit Oktober 1977 wegen Frakturen des proximalen Femurendes Duo-Kopf-Prothesen implantiert worden waren, wurden im Rahmen klinischer Nachuntersuchungen neben der ausführlichen klinischen Untersuchung und der Röntgenstandarduntersuchung des operierten Hüftgelenkes Beckenszintigramme angefertigt. Bei den meisten Patienten erfolgte die Untersuchung erstmalig ein Jahr post operationem oder später. Bei 16 Patienten konnten anschließend in 1-Jahresabständen weitere klinische und knochenszintigrafische Kontrollen erfolgen.

Bei 83 Patienten, die ab 1980 operiert worden waren, wurden 14 Tage nach der Operation erste Knochenszintigramme angefertigt, um die unmittelbaren postoperativen Veränderungen erfassen zu können. Bei 32 dieser Patienten waren dann später szintigrafische

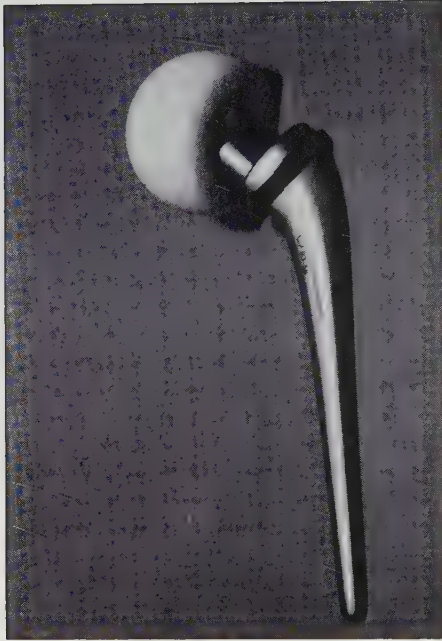


Abbildung 1: Duo-Kopf-Prothese

Verlaufskontrollen im Abstand von 4-16 Monaten durchführbar. Mit Hilfe dieser Untersuchungen sollte festgestellt werden, in welchem Zeitraum sich die operationsbedingten Veränderungen zurückbildeten und inwieweit später erhobene Befunde als Reaktion bzw. Komplikation der Prothesenimplantation anzusehen sind.

Insgesamt wurden 143 Patienten untersucht. Es wurden 216 Szintigramme angefertigt. Davon waren 4 wegen technischer Fehler nicht

auswertbar. Eine genaue Übersicht über die Anzahl der einmaligen Untersuchungen und der Mehrfachuntersuchungen und die Untersuchungszeiträume geben die Tabellen 2 und 3.

Die Indikation zur Operation war 141mal wegen Frakturen des proximalen Femurendes (74x wegen einer frischen Schenkelhalsfraktur und 77x wegen einer pertrochanteren Femurfraktur als Ausnahmeindikation und je 1x wegen einer Femurkopfnekrose und einer Schenkelhalspseudarthrose nach vorangegangener konservativer Behandlung gestellt worden. Die Patientin mit der Femurkopfnekrose hatte 6 Monate zuvor wegen einer Schenkelhalsfraktur der anderen Seite eine Duo-Kopf-Prothese bei verkürzter Lebenserwartung wegen einer schweren Grunderkrankung erhalten. Vom Untersuchungszeitraum B (vierter bis neunter postoperativer Monat) an waren die Patienten alle gehfähig und kamen alleine zur Untersuchung. Die Gesamtzahl der von Oktober 1977 bis September 1982 an der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie mit einer Duo-Kopf-Prothese behandelten Patienten betrug 316.

Das Durchschnittsalter der Patienten mit Schenkelhalsfrakturen lag bei 81,6 Jahren, das der Patienten mit pertrochanteren Frakturen bei 83,1 Jahren. Der jüngste szintigrafisch untersuchte Patient war 57 Jahre alt, der älteste Patient 94 Jahre alt. Der hohe Altersdurchschnitt der Patienten erklärt die Schwierigkeiten, regelmäßige Nachuntersuchungen bei solchen Patienten durchzuführen.

Ein großer Teil der Patienten des Gesamtkollektivs war bei Beginn der Nachuntersuchung bereits verstorben oder aufgrund von Erkrankungen nicht in der Lage, zur Nachuntersuchung zu kommen. Ein anderer Teil lehnte die Nachuntersuchung generell ab. Einige der Patienten, die zur Nachuntersuchung gekommen waren, verließen nach Injektion des Radiopharmazeutikums die Abteilung für Nuklearmedizin, weil sie trotz entsprechender Aufklärung der Meinung waren, daß die Untersuchung nun abgeschlossen sei.

Tabelle 2

ÜBERSICHT ÜBER ZAHL UND ZEITPUNKT DER POSTOPERATIVEN KNOCHENSZINTIGRAMME

Zeitperiode	A	B	C	D	E	F	G
Monate post op. (1.		) (2.-9.	) (10.-15.	) (16.-24.	) (25.-36.	) (37.-48.	) (49.-61.
Patientenzahl							
() nicht auswertbar	95	20 (2)	38 (1)	19 (1)	24	12	7

Die Zahl der operierten Hüftgelenke differiert hierzu, weil bei 2 Patienten jeweils auf beiden Seiten Duo-Kopf-Prothesen zu unterschiedlichen Zeitpunkten implantiert worden sind.

Für die prospektive Studie galt gleiches. Um hier keine Patientenauswahl nach numerischem oder biologischem Alter zu treffen, wurde versucht, in dem Zeitraum ab Anfang 1980 bei allen Patienten ca. 2 Wochen nach der Operation ein Knochenszintigramm durchzuführen. Da wiederum ein Teil dieser Patienten wegen schwerwiegender anderer Erkrankungen auf andere Fachabteilungen verlegt werden mußte, erfolgte diese erste Untersuchung (Zeitpunkt A) nicht bei allen Patienten in dem genannten Zeitraum.

4.3 Methodik

4.3.1 Verwendete Substanz

Für die überwiegende Zahl der Untersuchungen wurde ^{99m}Tc -Methylen-diphosphonat verwendet.

Industriell gefertigte Kits (Osteolite R, Fa. New England Nuclear) mit einer Menge von 10 mg Dinatrium-Methylen-diphosphonat und 0,85 mg Zinnchlorid-Dihydrat wurden in der Radiochemie unter aseptischen Bedingungen mit ^{99m}Tc markiert und die Substanz innerhalb von 30 - 90 min. nach der Präparation injiziert.

4.3.2 Technische Durchführung

Am Untersuchungstage wurde den Patienten das entsprechende Radiopharmakon mit einer Aktivität von 10-15 mCi (entsprechend 370-555 MBq) intravenös appliziert. Die Dosierung wurde bei den ersten Untersuchungen niedriger gewählt, nach der Erfahrung mehrerer Untersuchungen bei den sehr alten Patienten jedoch auf 15 mCi erhöht. Da für ^{99m}Tc -Methylen-Diphosphonat der optimale Zeitraum für die Messung bei 2-3 Stunden post injectionem liegt, erfolgte die Messung regelmäßig 2 1/2 Stunden p.i.

Weil die Abbauprodukte des ^{99m}Tc -Methylen-Diphosphates über die Niere stark ausgeschieden werden, ließ sich eine Aktivitätsanreicherung in der Blase nicht vermeiden. Es wurde jedoch versucht, unmittelbar vor Anfertigung des Szintigramms die Patienten zur vollständigen Blasenentleerung zu veranlassen. Bei den sehr betagten Patienten dieser Untersuchungsreihe war das aufgrund von vorbestehenden Blasenentleerungsstörungen und häufig auch wegen mangelnder Kooperation nicht immer vollständig möglich. Einige Szintigramme konnten deshalb nicht ausgewertet werden.

Die Untersuchung erfolgte in Rückenlage. Die Meßzeit betrug ca. 20 Minuten.

Alle Untersuchungen wurden mit der Gammakamera (System ANA) mit einem "high resolution" Parallellochkollimator durchgeführt. Die Dokumentation erfolgte auf Röntgenfilm (Kodak), der eine gute Grauwertabstufung ermöglicht.

Grundsätzlich wäre innerhalb des Untersuchungszeitraumes auch eine quantitative Auswertung mit mehreren "regions of interest" (ROI) möglich gewesen, da die Auswerte-Elektronik im Laufe der Zeit dem neuesten technischen Stand angepaßt wurde.

Für die Fragestellung zu dieser Arbeit schien jedoch der Vergleich der Fotoszintigramme ausreichend. Eine quantitative Aus-

wertung hätte eine längere Meßzeit und ein aufwendiges Rechnerprogramm für die Vielzahl von Meßstellen (ANGER und KÖPER 1980) (2) und eine sehr exakte Lagerung erfordert. Die längere Liegezeit und die sehr genaue Lagerung wären jedoch bei den extrem alten und zum Teil auch frisch operierten Patienten nicht einzuhalten gewesen.

Die Fotoszintigramme wurden visuell und fotodensitometrisch durch zwei Untersucher beurteilt. Die gewählten zehn Graustufen entsprachen den unteren zehn Stufen eines sechzehnstufigen Graukeiles (Eichkeil), der dem Gerät beigegeben war. Die Eigenschwärzung des Filmes wurde durch eine Nullwert-Korrektur berücksichtigt.

Die Messungen erfolgten über beiden Hüftgelenken an folgenden Meßpunkten (siehe Abbildung 2):

1. Erker der Hüftgelenkspfanne
2. Pfannengrund
3. Trochanter major
4. Trochanter minor
5. a) Femurschaft distal der Prothesenspitze
 b) Femurschaft in Höhe Prothesenschaft lateral
 c) Femurschaft in Höhe Prothesenschaft medial
 d) normaler Femurschaft (nicht operierte Seite)
6. Femurkopf- bzw. Prothesenkopf
7. Beckenkamm
8. Beckenschaufel
9. Weichteile (Glutaealregion)
10. pathologische Mehranreicherungen außerhalb der Bereiche 1-9

Zur Interpretation wurden die Befunde der klinischen Untersuchungen und der Röntgenuntersuchungen hinzugezogen.

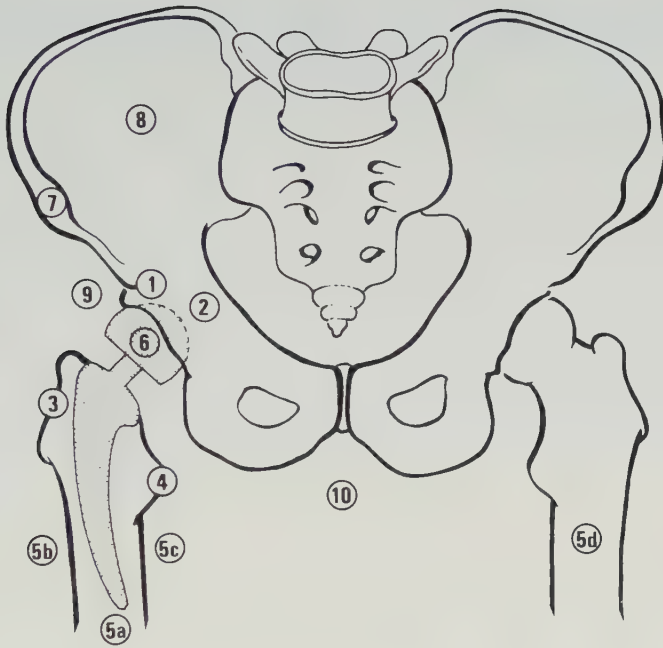


Abbildung 2
Meßpunkte am Beckenszintigramm

4.4 Ergebnisse

Bei der Auswertung der Ergebnisse wird zunächst auf die "normale" Aktivitätsverteilung im Becken- und Femurbereich eingegangen. Um für die Verlaufsbeobachtung Richtwerte zu gewinnen, wird dann das "normale" Becken-Femur-Szintigramm nach Implantation einer Femur-

kopfprothese ermittelt. Anschließend wird auf den postoperativen Verlauf eingegangen. Eventuelle auffällige pathologische Verläufe werden abschließend behandelt.

4.4.1 "Normal"-Werte

Wir entschlossen uns zu einer visuellen Abschätzung der Einlagerungsrate in den interessierenden Knochenabschnitten aus den angefertigten Röntgenfilmszintigrammen. Es zeigte sich, daß dies quantitative Abschätzungen erbrachte, die für die vorliegenden Fragestellungen ausreichend schienen. Bei Serien(Verlaufs-)Szintigrammen wurden Angleichungen der fotodensitometrisch gemessenen Werte vorgenommen, wenn alle Regionen um eine oder gelegentlich auch zwei Stufen in einem Szintigramm höher oder niedriger lagen als in den anderen im Verlauf registrierten Szintigrammen.

Die Ausmessung der Fotoszintigramme erfolgte mit Hilfe eines GRETAG-D3-Densitometers im Farbbereich "schwarz", in dem durch einen Diffusor die Streueigenschaften der zu prüfenden Filme ausgeschaltet werden. Die Meßbedingungen entsprachen den ASA-Normen. Das Gerät wurde mit einem Eichkeil mit 16 Stufen geeicht. Die unteren 10 Eichstufen wurden willkürlich als Intensitätsstufen für die Fotoszintigramme festgelegt und die an den vorbestimmten Meßpunkten erhaltenen Skalenwerte den Intensitätsstufen zugeordnet. Der Durchmesser des Meßfeldes betrug 2 mm.

Die Übernahme der Graustufenskala des Eichkeiles bot sich an, da der Grauwertkeil der Augenempfindlichkeit entsprach und so nach einiger Übung eine doppelte Beurteilung durch die Untersucher erfolgen konnte (subjektiv durch die Untersucher und objektiv durch die Fotodensitometrie). Dabei erwies es sich, daß die vorgenommene Einteilung in 10 Intensitätsstufen von den Untersuchern subjektiv nur bis zur Stufe 5 exakt nachvollzogen werden konnte. Die Bereiche höherer Intensitäten wurden von den Unter-

suchern gleichmäßig als "schwarz" angegeben. Gerade die Differenzierung stärkerer Schwärzungsgrade hat sich jedoch für die Verlaufskontrolle als vorteilhaft erwiesen. Im Bereich zwischen den Intensitätsstufen 1 und 2 wurden von den Untersuchern häufig weitere Differenzierungen gesehen, die meßtechnisch mit dem 2 mm-Feld nicht zu erfassen waren. Auf die Einführung einer weiteren Intensitätsstufe wurde deshalb verzichtet. Die Zuordnung solcher sichtbaren Zwischenstufen erfolgte nach den genaueren Werten zur nächst höheren oder niedrigeren Stufe.

Die Messungen erfolgten immer auf der operierten und auf der nicht operierten Seite. Die operierte Seite konnte dabei mit Einschränkungen als "normal" angesehen werden, wobei Abweichungen im einzelnen diskutiert werden müssen (z.B. bei Hüftgelenksarthrose).

Es soll noch einmal betont werden, daß die angegebenen Intensitätsstufen nur eine grobe quantitative Schätzung darstellen und besonders für die Verlaufsbeobachtung wichtig waren. Trotzdem mußte versucht werden, "Normal"-wert-Bereiche festzulegen, um einen Einblick in pathologische uptake-Raten an den einzelnen Meßpunkten zu gewinnen.

Als Bezugspunkte für normale Speicherung in der Becken-Oberschenkel-Region bei Rückenlage des Patienten wurden die Crista iliaca (Meßpunkt 7) als Beispiel für einen spongiösen Knochenbereich und der Femurschaft der nicht operierten Seite (Meßpunkt 5 d) als Beispiel für die Speicherung eines überwiegend kortikalen Knochens gewählt.

In Abbildung 3 ist die Verteilung der Intensitätsstufen am Meßpunkt 7 (Crista iliaca) angegeben, die bei den Einzelmessungen im Verlauf bis zu 5 Jahren nach der Operation registriert werden konnte. Die Untersuchungsgruppen wurden wie oben angegeben, im Laufe der Jahre kleiner.

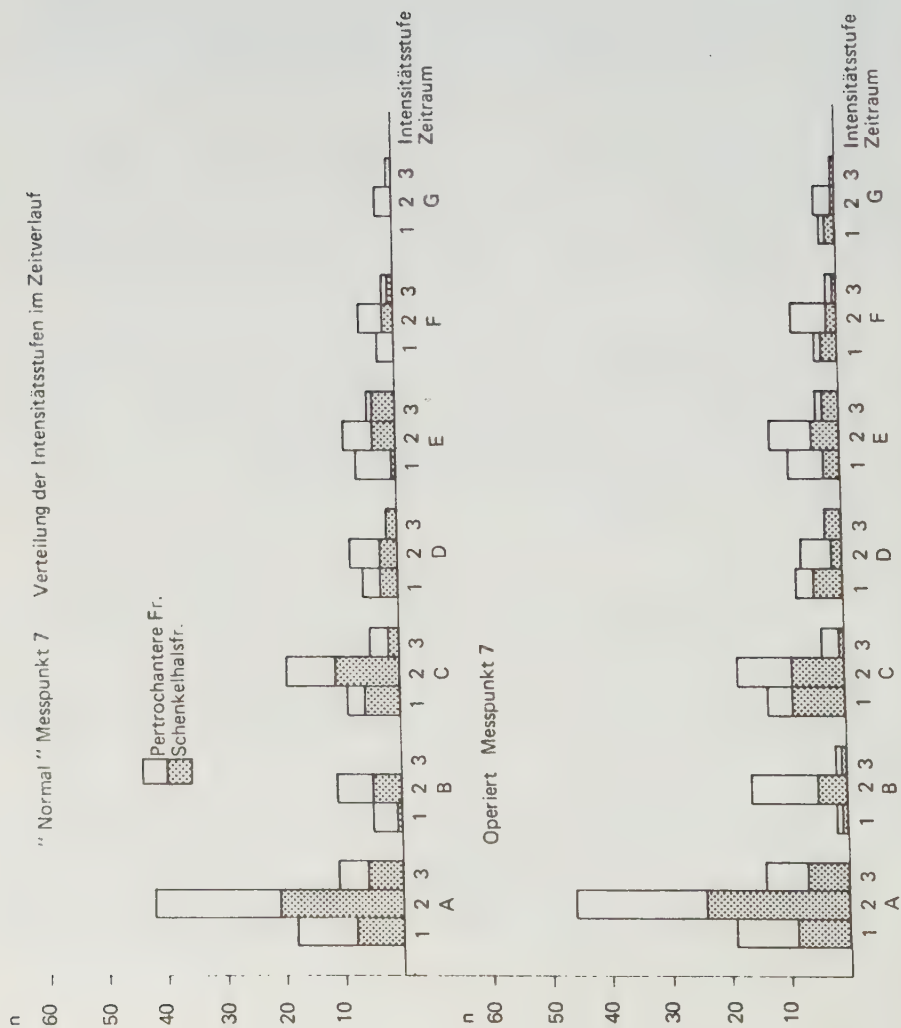


Abbildung 3

Zu allen Zeitpunkten der Untersuchung zeigte die Säulengrafik eine Verteilung der Intensität zwischen den Stufen 1 bis 3 mit einem deutlichen Maximum bei Intensitätsstufe 2. Die Intensität 3 wurde bei allen Messungen seltener registriert als die Intensitätsstufe 1. In der Abbildung 3 ist die nicht operierte Seite (normal) der operierten Seite gegenübergestellt, um festzustellen, ob bei der Gesamtheit der Patienten sich Differenzen der nicht operierten zur operierten Seite ergeben würden. Sie werden zumindest anfänglich nicht erwartet, da die Implantation der Hüftgelenksprothese keine Reaktion der Spongiosa im Bereich der Crista iliaca hervorrufen dürfte. Ein Vergleich beider Säulengrafiken zeigt dementsprechend auch keine Differenzen, sowohl in der Anfangsphase als auch im späteren Verlauf. Nach BÖLL (16) soll die Speicherungsrate spongiösen Knochens altersabhängig sein.

Der gewählte Referenzpunkt kann damit als konstant normalspeichernder Punkt am Becken angesehen werden. Er darf die Intensitätsstufe 3 nicht überschreiten, wenn die Speicherung als normal bezeichnet werden soll. Bei der Kontrolle der Fotoszintigramme wurde dieses Kriterium berücksichtigt. Der Meßpunkt 7 galt damit als Referenzpunkt für die übrigen Meßpunkte, d.h. daß mit Hilfe dieses und weiterer Meßpunkte (Meßpunkt 9: Weichteile, Meßpunkt 8: Weichteile und Knochen im Bereich der Beckenschaufel, Meßpunkt 5 d: Femurschaft) die Symmetrie der Lagerung und der Einstellung des Meßgerätes kontrolliert werden konnte. Außerdem konnten bei den Verlaufskontrollen mit Hilfe der Referenzpunkte Angleichungen der Fotoszintigramme vorgenommen werden.

Einzelne Fotoszintigramme zeigten eindeutig eine Schräglagerung aus der Frontalebene heraus mit Anhebung der operierten Seite, andere waren zum Teil abgeschirmt, so daß an ihnen nicht alle Meßpunkte gewonnen werden konnten.

Die Untersuchung des Meßpunktes für die Weichteile erwies sich abhängig von der Muskelmasse der Patienten. Die Weichteile speicherten im allgemeinen in den unteren Bereichen der Intensitätsstufe 1, aber auch in Einzelfällen in der Stufe 2. Zunächst war für den Meßpunkt 9 die Glutealregion gewählt worden; sie erwies sich jedoch ebenso wie die Oberschenkelweichteilregion auch im Rechts-Links-Vergleich als zu inkonstant, so daß die geplante Weichteilkorrektur für die Knochenaktivität nicht vorgenommen werden konnte. Die festgestellten Intensitätsstufen beinhalten also immer auch die dazugehörige Weichteilaktivität. Da keine exakte quantitative Messung möglich war und auch nicht angestrebt wurde, ist dies zu vernachlässigen.

Die Verteilung der Intensitätsstufen am Meßpunkt 5 d (Femurschaft der nicht operierten Seite) zeigte noch gleichmäßiger als die Beckenkammregion eine Speicherungshäufung in den Intensitätsstufen 1 und 2. Es lag hier eine eindeutige Betonung der Intensitätsstufe 1 vor. Gelegentliche Steigerungen der Aktivität konnten in Korrelation mit dem Röntgenbild der Patienten und der Anamnese immer auf pathologische Ursachen zurückgeführt werden. Solche Speicherungen wurden bei dem Seitenvergleich zur operierten Seite nicht berücksichtigt.

Für die Meßpunkte 1 und 2 (Azetabulum) sowie für den Meßpunkt 6 (Femurkopf bzw. Prothesenkopf) ergab sich die Schwierigkeit, daß bei dem sehr alten Patientenklintel häufig auf der sogenannten "normalen" Seite Arthrosen des Hüftgelenkes vorlagen, die zu einer pathologischen Einlagerung der osteotropen Substanz führten. Diese Fälle wurden jedoch aus dem Zahlenmaterial für die Normalverteilung nicht herausgenommen, da die Normalverteilung ja nur für das vorgestellte Krankengut verwendet werden sollte. Sie ist somit als altersspezifisch anzusehen. Gleiches gilt für die Meßpunkte 3 und 4 (Trochanterregion), bei denen sich aufgrund vorbestehender Hüftgelenkserkrankungen gelegentlich ebenfalls leichte Aktivitätssteigerungen ergaben. Bei letzteren lag in der



Abbildung 4

Aktivitätsanreicherung im rechten Azetabulum bei Koxarthrose.

Links: Zustand bei Duo-Kopf-Prothese

(negative Kontrastierung der Prothese)

Regel jedoch die Aktivität bei den Stufen 1 und 2, für das Azetabulum jedoch bis zur Stufe 4. Die häufig hohe Steigerung der Aktivitätseinlagerung im Bereich des "gesunden" Hüftgelenkes wurde immer in Korrelation mit dem dazugehörigen Röntgenbild als arthrosebedingt gedeutet. (z.B. Abbildung 4).

Aus den ermittelten Normalverteilungen läßt sich die Intensitätsstufenverteilung im sogenannten normalen Szintigramm der Becken- und Oberschenkelregion aufstellen (Abbildung 5). Die Beckenkammregion speichert in der Regel mit der Aktivitätsstufe 2, ebenso wie der Azetabulumbereich im Pfannenerker und Pfannengrund. Der normale Femurkopf zeigt ebenfalls die Speicherungsstufe 1 bis 2. Für die Region des Trochanter major und Trochanter minor ist die Speicherungsstufe 1 als normal anzusehen, ebenso für den Femurschaft. Gelegentlich können Anhebungen der Aktivitätsstufen festgestellt werden, die symmetrisch sind und in allen Meßpunkten den gleichen Betrag ausmachen. Solche Differenzen sind interindividuell zu beobachten und hängen sowohl von der Knochendurchblutung und der Qualität des Radiopharmakons ab als auch von anderen individuellen Faktoren.

4.4.2 Das Knochenszintigramm nach Prothesenimplantation

Von insgesamt 316 Patienten, bei denen im Zeitraum vom 01. Oktober 1977 bis zum 30. September 1982 wegen einer Schenkelhalsfraktur oder wegen einer Trochanterfraktur eine sogenannte intermediaire Hüftgelenksprothese implantiert worden war, konnte bei 143 Patienten ein verwertbares Knochenszintigramm angefertigt werden. Bei 95 Patienten wurde einmalig ein Szintigramm angefertigt, bei 33 Patienten erfolgte die Durchführung von zwei Knochenszintigrafien in unterschiedlichen zeitlichen Abständen. Bei 12 Patienten wurden im Verlauf drei Szintigramme und bei 4 Patienten vier Szintigramme angefertigt.

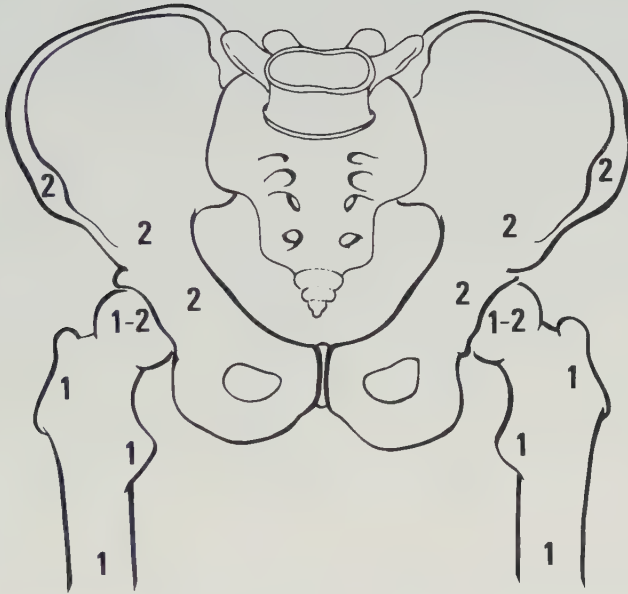


Abbildung 5

Normale Intensitätsverteilung im Becken-Femur-Szintigramm

Im folgenden wird zunächst die Intensitätsverteilung an den einzelnen Meßpunkten zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach der Operation betrachtet. Anschließend werden diese Befunde anhand der beobachteten Verläufe auf ihre Aussagefähigkeit geprüft.

4.4.2.1 Das postoperative Knochenszintigramm (Zeitraum A)

Bei 95 Patienten wurde in einem Zeitraum von 10 bis 27 Tagen nach der Implantation der Hüftgelenkprothese ein erstes Knochenszintigramm angefertigt. Da das Krankengut sich aus zwei Gruppen

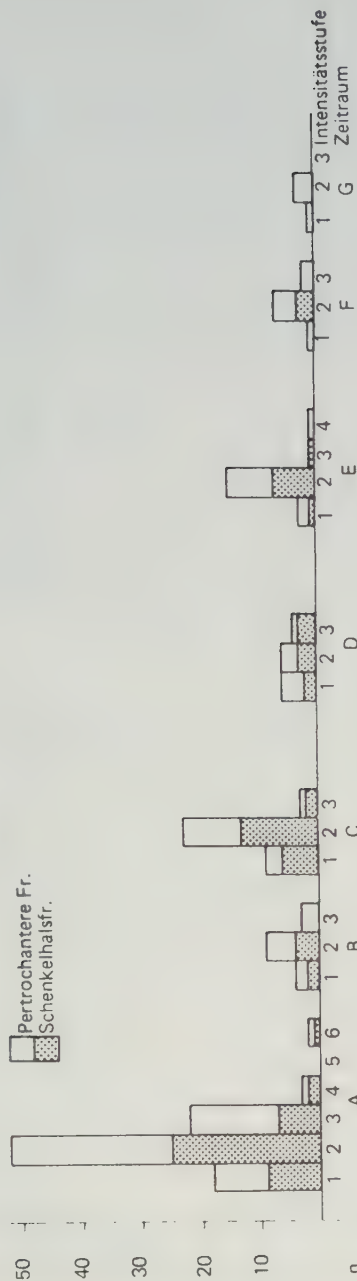
zusammensetzte (Schenkelhalsfrakturen und pertrochantere Femurfrakturen), bei denen zumindest im Trochanterbereich unterschiedliche Speicherungsraten erwartet werden mußten, wurden beide Gruppen getrennt ausgewertet. Die Untersuchung zum Zeitpunkt A (1. Monat postoperativ) erfolgte bei 47 Patienten nach Schenkelhalsfrakturen und bei 48 Patienten nach pertrochanteren Femurfrakturen.

Da das Azetabulum bei der Implantation der Duo-Kopf-Prothesen nicht ausgefräst wurde, konnte erwartet werden, daß die operierte Seite eine gleiche Aktivitätsverteilung aufwies wie die nicht operierte Seite. Eine Beeinflussung durch eine Belastung des Azetabulums durch die Prothese konnte zu diesem frühen Zeitpunkt als ausgeschlossen gelten. Die Anfertigung der ersten Knochenszintigramme zu einem so frühen Zeitpunkt nach der Operation erschien deshalb besonders wichtig, um spätere Veränderungen im Azetabulumbereich durch die Belastung beim Laufen über mehrere Monate bzw. Jahre erkennen zu können.

An den Meßpunkten 1 und 2 (Azetabulum) ergab sich zum Zeitpunkt A eine Aktivitätsverteilung zwischen den Intensitätsstufen 1 bis 3 mit einem deutlichen Maximum in der Intensitätsstufe 2. Vereinzelt wurden auch höhere Aktivitätsstufen (4 bis 8) gemessen, diese blieben jedoch die Ausnahme. Ein Vergleich mit der nicht operierten Seite zeigt eine gleichartige Verteilung mit einer geringen Anhebung der Patientenzahl in der Intensitätsstufe 1 (Abb. 6 und 7). Auch auf der nicht operierten Seite konnten vereinzelt höhere Aktivitätsstufen beobachtet werden. Diese höheren Aktivitätseinlagerungen ließen sich in allen Fällen auf vorbestehende arthrotische Veränderungen auf der nicht operierten Seite zurückführen. Leichte arthrotische Veränderungen waren in Einzelfällen auch auf der operierten Seite im Röntgenbild erkennbar. Eine deutliche Hüftgelenksarthrose stellt in der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Klinikum Steglitz eine Kontraindikation zur Implantation einer Duo-Kopf-Prothese dar.

„Normal“ Messpunkt 1 Verteilung der Intensitätsstufen im Zeitverlauf

□ petrochantere Fr.
 ▨ Schenkelhalsfr.



Operiert Messpunkt 1

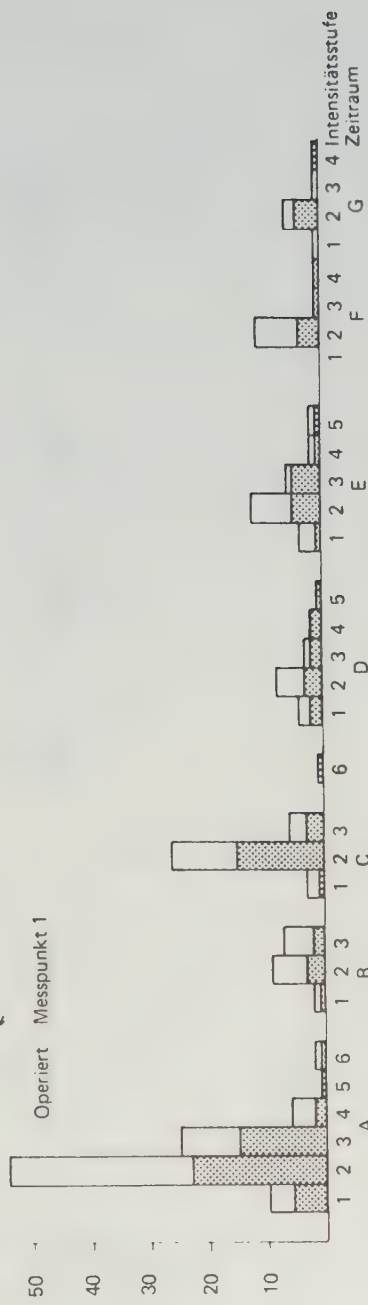


Abbildung 5



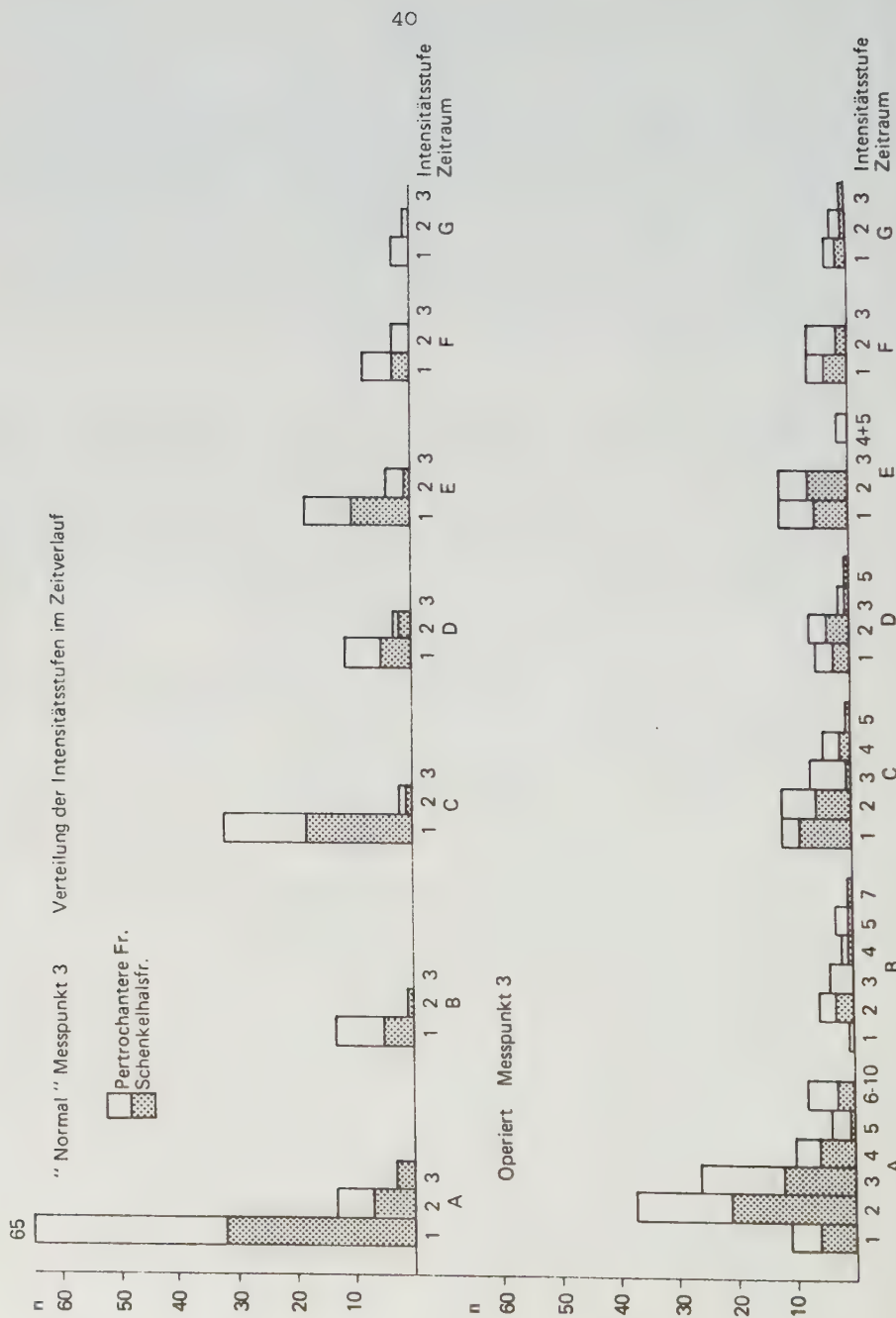
Abbildung 7

Stärkere arthrotische Veränderungen zum Zeitpunkt der Operation auf der operierten Seite waren in keinem Operationsbericht festgehalten und können somit als weitgehend ausgeschlossen gelten. Die stärkere Aktivitätseinlagerung im Bereich des Meßpunktes 1 (Pfannenerker) unmittelbar nach der Operation konnte gelegentlich auf eine Veränderung der Weichteildurchblutung im Bereich der hüftgelenksnahen Muskulatur zurückgeführt werden. Dies soll später noch diskutiert werden.

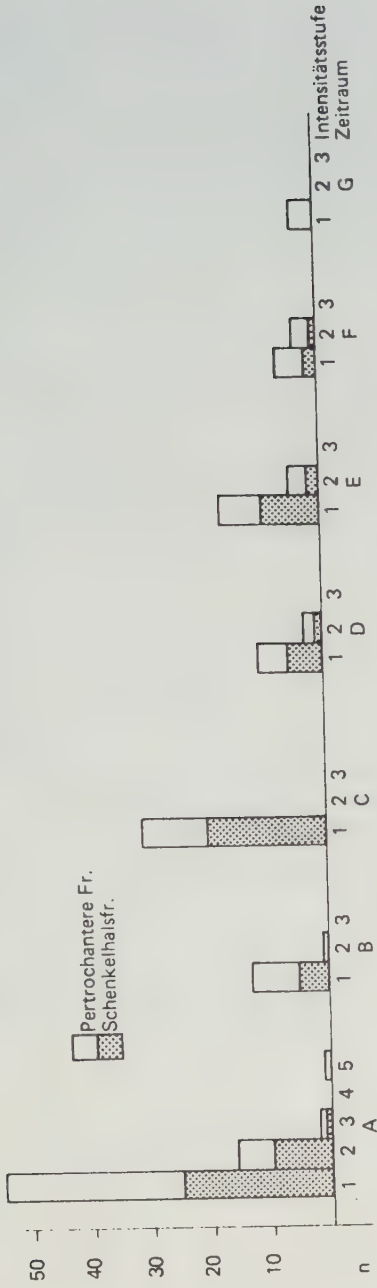
Bei der Betrachtung der Meßpunkte 3 und 4 (Trochanterregion) fiel eine deutliche Zunahme höherer Intensitätsstufen in diesen Bereichen, insbesondere am Meßpunkt 3 (Trochanter major) auf (Abb. 8 und 9). Diese höhere Aktivitätseinlagerung betraf vor allem die Patienten nach pertrochanteren Femurfrakturen. In Einzelfällen finden sich jedoch auch nach Schenkelhalsfrakturen in diesem Bereich stärkere Aktivitätseinlagerungen.

Der Vergleich mit der nicht operierten Seite zeigt dort fast ausschließlich Aktivitätseinlagerungen bis zur Intensitätsstufe 3, sowohl bei den Patienten mit Schenkelhalsfrakturen als auch bei denen mit pertrochanteren Femurfrakturen. Nur bei einem Patienten wurde die Aktivitätsstufe 5 in diesem Bereich gemessen.

Die Radioaktivität im Meßpunkt 7 (Beckenkamm) zeigte zum Zeitpunkt nach der Operation, sowohl auf der operierten als auch auf der nicht operierten Seite, eine gleichmäßige Einlagerung der Radioaktivität in den Intensitätsstufen 1 bis 3 mit einem deutlichen Maximum in der Intensitätsstufe 2 (Abb. 3). Es kann daraus geschlossen werden, daß die Implantation der modifizierten Femurkopfprothese keinen Einfluß auf die Knochendurchblutung und den Knochenstoffwechsel des Beckenkammes hat. Die im Bereich der Meßpunkte 5a bis d registrierten Aktivitäten streuten stark. Während auf der nicht operierten Seite eine gleichmäßige Einlagerungsrate in der Intensitätsstufe 1 bis 2 vorlag, fiel bei einzelnen Patienten eine Aktivitätsanreicherung im Bereich der



„Normal“ Messpunkt 4 Verteilung der Intensitätsstufen im Zeitverlauf



Operiert Messpunkt 4

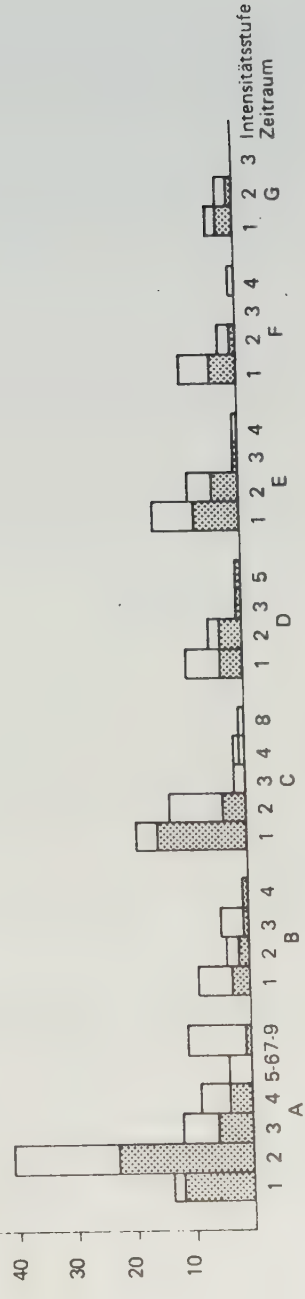


Abbildung 9

Prothesenspitze bis zur Intensitätsstufe 5 auf. Bei anderen Patienten zeigten sich keinerlei Veränderungen im Schaftbereich der operierten Seite gegenüber der nicht operierten Seite. Der Prothesenschaft und der Prothesenkopf waren in den meisten Knochenszintigrammen deutlich ausgespart (negativ kontrastiert). Gelegentlich konnte jedoch der Prothesenschaft nicht abgegrenzt werden, wenn hohe Radioaktivitätseinlagerungen im Bereich der Trochanterregion vorlagen.

4.4.2.2 Knochenszintigramm zwei bis neun Monate postoperativ (Zeitraum B)

In diesem Zeitraum wurden nur 18 verwertbare Knochenszintigramme angefertigt. Da aus Untersuchungen nach Totalendoprothesen bekannt war, daß sich in diesem Zeitraum "reaktive" Veränderungen auf das Operationstrauma zurückbilden, sollte der Zeitraum mit erfaßt werden.

An den Meßpunkten 1 und 2 (Azetabulum) wurde eine Aktivitätsverteilung zwischen den Intensitätsstufen 1 und 3 der operierten Seite registriert mit einer Gipfelbildung bei der Intensitätsstufe 2. Am Meßpunkt 1 waren mehr Szintigramme der Intensitätsstufe 3 zuzuordnen als am Meßpunkt 2. An letzterem fand sich in einem Fall eine Intensität der Stufe 5. Im Vergleich zu den postoperativen Verteilungen (Zeitraum A) waren keine Veränderungen zu erkennen.

Es kann daraus geschlossen werden, daß bis zum Zeitraum B der Tragedauer der Hüftgelenksprothese keine reaktiven Veränderungen im knöchernen Azetabulum eingetreten sind.

Anders lagen die Verhältnisse in der Trochanterregion (Meßpunkte 3 und 4). Während hier unmittelbar postoperativ eine breite Streuung der Meßwerte gefunden wurde, bestand diese noch am

Meßpunkt 3 (Trochanter major) mit jedoch deutlich niedrigeren Intensitätsstufen als unmittelbar postoperativ. Für den Meßpunkt 4 (Trochanter minor) war diese Tendenz noch deutlicher zu erkennen, hier wurde als höchster Wert die Intensitätsstufe 4 registriert. Zur Kontrolle diente hier wieder die nicht operierte Seite mit einer deutlichen Betonung der Intensitätsstufe 1 wie unmittelbar postoperativ. Der Anteil der pertrochanteren Femurfrakturen in den höheren Aktivitätsstufen war nicht mehr so deutlich wie unmittelbar postoperativ.

Am Meßpunkt 7 (Referenzpunkt) fand sich eine gleiche Aktivitätsverteilung wie unmittelbar postoperativ. An den Meßpunkten 5 a bis d waren ebenfalls nur geringe Veränderungen zu registrieren. Diese betrafen hauptsächlich den Meßpunkt 5 a (Prothesenschaftspitze) mit einzelnen Intensitätsverminderungen und einzelnen Intensitätszunahmen um jeweils eine Stufe.

4.4.2.3 Knochenszintigramm 10 bis 15 Monate postoperativ (Zeitraum C)

Aufgrund der in der Literatur beschriebenen szintigrafischen Kontrollen nach Totalendoprothesen konnte nach diesem Zeitraum einerseits mit einer Normalisierung des Knochenszintigramms gerechnet werden. Da bei Femurkopfprothesen (Typ Moore) aber nach einem Jahr deutliche Röntgenbildveränderungen im Azetabulum beschrieben worden sind, konnte andererseits nach dieser Zeit eine beginnende Reaktion des Azetabulums auf die Prothese im Knochenszintigramm erwartet werden. Im Zeitraum von 10 bis 15 Monaten nach der Operation wurden bei 35 Patienten Knochenszintigramme angefertigt; davon war ein großer Teil das zweite oder dritte Verlaufsszintigramm.

Die Intensitätsverteilung an den Meßpunkten 1 und 2 der operierten Seite zeigte keine wesentlichen Differenzen. Es ergab sich

wieder eine Intensitätsverteilung zwischen den Stufen 1 und 3, entsprechend der nicht operierten Seite. In Einzelfällen (3x am Meßpunkt 2, 1x am Meßpunkt 1) konnten jedoch vermehrte Radioaktivitätseinlagerungen der Intensitätsstufen 4 bis 6 festgestellt werden. Die Röntgenbilder dieser Patienten zeigten zweimal periartikuläre Verkalkungen und zweimal keine Auffälligkeiten. Für den Meßpunkt 2 war gelegentlich die scharfe Abgrenzung von der Blasenaktivität schwierig vorzunehmen, wenn die Blase nicht vollständig entleert war. Dies war bei mehr als der Hälfte der angefertigten Knochenszintigramme der Fall. Auf die Schwierigkeiten der vollständigen Blasenentleerung bei den sehr alten Patienten wurde bereits hingewiesen.

Für die Trochanterregion fand sich auf der operierten Seite wiederum eine breite Streuung der Intensitätsstufen bis zur Stufe 5 im Meßpunkt 3 (Trochanter minor). Die Häufigkeitsverteilung wies jedoch die Mehrheit der Patienten als den Intensitätsstufen 1 bis 2 zugehörig aus, wobei im Meßpunkt 3 ebenfalls noch häufig die Intensitätsstufe 3 registriert wurde.

Die als Referenzpunkte eingeführten Meßpunkte 7 und 5 d zeigten wie zuvor ein einheitliches Verteilungsmuster. Für den Meßpunkt 5 a wurde überwiegend die Intensitätsstufe 1 registriert, für die Meßpunkte 5 b und c lediglich die Intensitätsstufe 1.

4.4.2.4 Knochenszintigramm 16 bis 24 Monate postoperativ (Zeitraum D)

Im zweiten postoperativen Jahr wurden bei 20 Patienten Knochenszintigramme angefertigt. Nach der aus der Literatur bekannten hohen Versagerquote bestimmter intermediärer Prothesen innerhalb von 1 1/2 bis 2 Jahren nach OP von 25 bis 40 Prozent mit Zerstörung des Azetabulums waren bis zu diesem Zeitpunkt stärkere Umbauraten im knöchernen Azetabulum zu erwarten.

Die Betrachtung der Intensität in den Meßpunkten 1 und 2 zeigte wiederum eine hauptsächliche Verteilung in den Intensitätsstufen 1 bis 3 mit einem Maximum bei der Intensität 2. Bei insgesamt 5 Patienten (25%) fand sich jedoch eine erhöhte Aktivität der Stufen 4 und 5.

Im Bereich der Trochanterregion (Meßpunkte 3 und 4) war eine Häufung der Intensitätsstufen 1 und 2 feststellbar. Nur zwei Patienten wiesen die Intensitätsstufe 5 auf. Die Kontrolle der Referenzpunkte 7 und 5 d zeigte keinerlei Veränderungen. Im Bereich des Meßpunktes 5 war bis auf 2 Fälle der Intensitätsstufe 2 immer die Intensitätsstufe 1 zu registrieren. Im Bereich des Prothesenschaftes (Meßpunkte 5 b und c) fand sich einmal lateral eine starke Erhöhung auf die Intensitätsstufe 4 und einmal die Intensitätsstufe 2.

4.4.2.5 Knochenszintigramm 25 bis 36 Monate postoperativ (Zeitraum E)

Im dritten Jahr nach Prothesenimplantation wurden 26 Patienten untersucht. Bei der Aktivitätsverteilung in den Meßpunkten 1 und 2 ergab sich gegenüber den vorangegangenen Meß-Zeiträumen sowohl für Meßpunkt 1 als auch für Meßpunkt 2 eine leichte Verschiebung zu höheren Werten. Die meisten der Patienten wiesen wiederum die Aktivitätsstufe 2 auf, die relative Zahl der Patienten mit der Intensitätsstufe 3 nahm zu. Der Vergleich zur nicht operierten Seite zeigte diese Tendenz sehr deutlich. Je zwei Patienten wiesen am Meßpunkt 1 die Intensitätsstufe 4 und je zwei die Intensitätsstufe 5 auf. Am Meßpunkt 2 fand sich ein Patient mit der Intensitätsstufe 7. Diese hohen Aktivitätsanreicherungen stimmten mit der Klinik der entsprechenden Patienten überein. Nur eine Patientin war beschwerdefrei, bei den anderen bestanden klinische Beschwerden und röntgenologisch deutliche Veränderungen

im Sinne eines vermehrten Umbaus des Azetabulums bzw. einer Protrusio acetabuli. Auf diese Patienten soll später noch im Detail eingegangen werden. Zum Untersuchungszeitpunkt D wurde der Entschluß zur Operation bei diesen Patienten noch nicht gefaßt. Sie sind deshalb zum Teil in den weiteren Verläufen wiederzufinden, wobei die Erhöhung der Radioaktivitätseinlagerung konstant oder ansteigend nachweisbar war.

Für die Meßpunkte 3 und 4 ergaben sich ebenfalls gering vermehrte Aktivitätseinlagerungen. Im Meßpunkt 3 (Trochanter major) lag die Aktivität in der Intensitätsstufe 1 und 2 etwa gleich verteilt und insgesamt 8 Fälle fanden sich mit höheren Aktivitätsstufen (Stufe 4 und 5). Demgegenüber wies die nicht operierte Seite zu etwa 3/4 die Intensitätsstufe 1 und zu 1/4 die Intensitätsstufe 2 auf. Im Bereich des Trochanter minor (Meßpunkt 4) war die Verteilung der Intensitätsstufen 1 und 2 gegenüber der nicht operierten Seite etwa vergleichbar, jedoch fanden sich auch hier zwei Patienten mit höheren Aktivitätsstufen (Stufe 3 und Stufe 4).

Die Kontrollwerte am Meßpunkt 7 verteilten sich wieder über die Intensitätsstufen 1 bis 3, wobei eine leichte Abnahme der Intensitätsstufe 2 und eine leichte Zunahme der beiden anderen Stufen sowohl auf der operierten als auf der nicht operierten Seite beobachtet werden konnte. Am Referenzpunkt 5 d (nicht operierter Femurschaft) blieb die Aktivität auf die Intensitätsstufe 1 beschränkt, während an der Prothesenspitze in zwei Fällen die Intensitätsstufe 2 vertreten war.

4.4.2.6 Knochenszintigramm 37 bis 48 Monate nach der Operation (Zeitraum F)

Im vierten Jahr nach der Operation wurden wiederum weniger Patienten untersucht, insgesamt nur 13 (6 davon nach Schenkelhalsfrakturen, 7 nach pertrochanteren Femurfrakturen).

Sowohl am Meßpunkt 1 als auch am Meßpunkt 2 war die Intensitätsstufe 1 nicht mehr vorhanden, die Mehrzahl der Patienten zeigte die Aktivitätsstufe 2. Zwei Patienten wiesen am Meßpunkt 1 die Intensitätsstufe 3 bzw. 4 und drei Patienten am Meßpunkt 2 höhere Aktivitätsstufen auf (2x Stufe 3, 1x Stufe 4). Es handelte sich hierbei um die Patienten, die im vorigen Szintigramm bereits erhöhte Radioaktivitätseinlagerungen gezeigt hatten.

Für die Trochanterregion ergab sich ein verändertes Bild. Im Meßpunkt 3 (Trochanter major) waren nur noch die Intensitätsstufen 1 und 2 mit gleicher Häufigkeit nachweisbar. Auf der nicht operierten Kontrollseite betrug die Intensität beim gleichen Klientel nur die Höhe der Intensitätsstufe 1. Am Meßpunkt 4 wurde eine identische Verteilung zur nicht operierten Seite gefunden bis auf einen Fall, in dem die Intensitätsstufe 4 vorlag. Diese Patientin hatte bereits bei vorigen Kontrollen an diesem Meßpunkt die gleiche Radioaktivitätseinlagerung gezeigt. Es handelte sich dabei um eine Patientin, bei der der Trochanter minor bei einer pertrochanteren Femurfraktur nicht fixiert werden konnte, weil das Fragment zu klein war.

An den Referenzpunkten (Meßpunkt 7) zeigte sich sowohl rechts als auch links die Normalverteilung über die Intensitätsstufen 1 bis 3.

4.4.2.7 Knochenszintigramm 49 bis 61 Monate nach der Operation (Zeitpunkt G)

Nur wenige Patienten konnten 5 Jahre nach der Operation mit Hilfe der Knochenszintigrafie nachuntersucht werden. Es handelte sich um die Patienten, die im ersten Jahr der Anwendung der Duo-Kopf-Prothese an der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie im Klinikum Steglitz operiert worden waren. Es wurden 9 Knochenszintigramme angefertigt.

Am Meßpunkt 1 fanden sich davon 6 mit der Intensitätsstufe 2, ein Szintigramm mit der Intensitätsstufe 1 und zwei Szintigramme mit der Intensitätsstufe 3 bzw. 4. Am Meßpunkt 2 bestand die gleiche Verteilung, jedoch konnte ein Szintigramm an diesem Punkt wegen der Überlagerung durch die Blasenaktivität nicht ausgewertet werden. Die Patientin mit der erhöhten Einlagerungsrate (Intensitätsstufe 4) wurde nach Anfertigung dieses Szintigramms operiert. Sie wies neben einer Protrusio acetabuli eine Fraktur des Pfannenbodens auf. Die Ursache war in einer erheblichen Osteoporose durch langzeitige Kortikosteroidmedikation wegen einer Lungenfibrose zu sehen.

Bei den Meßpunkten 3 und 4 im Trochanterbereich bestand eine Normalverteilung über die Intensitätsstufen 1 und 2. In einem Fall fand sich die Intensitätsstufe 3 im Bereich des Trochanter major und die Intensitätsstufe 4 im Bereich des Trochanter minor. Es handelte sich hierbei wiederum um die Patientin, bei der im Röntgenbild keine Fixation des Trochanter minor erfolgt war. Die Patientin war schon vor dieser Operation angeblich gehbehindert (seit 15 Jahren), ohne daß genaue Gründe der Gehbehinderung angegeben werden konnten. Anzeichen für eine Prothesenlockerung lagen röntgenologisch nicht vor.

4.4.3 Der postoperative Verlauf

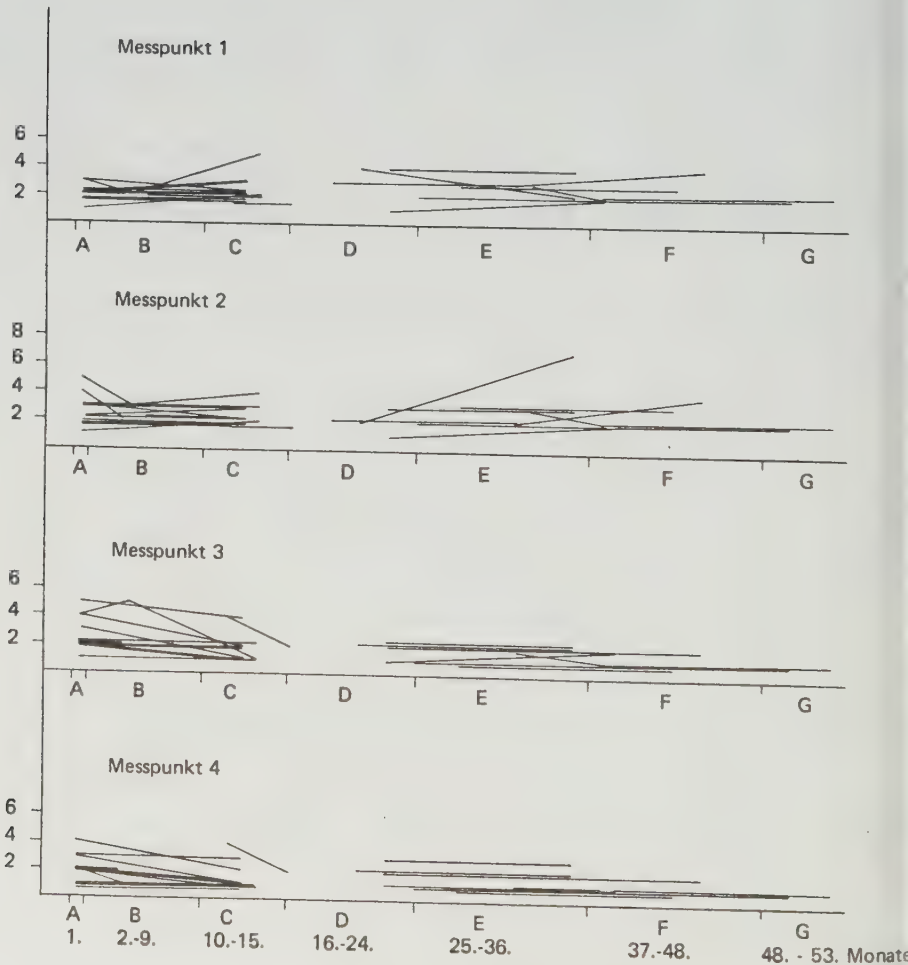
Aus der Analyse der Einzelszintigramme und den vorliegenden, zu unterschiedlichen Zeitpunkten wiederholten Knochenszintigrammen lassen sich Angaben zum normalen und zum pathologischen Verlauf in der Frühphase bis zu einem Jahr nach der Operation und in den folgenden Jahren gewinnen. Die Unterscheidung in Früh- und Spätverläufe erscheint deshalb sinnvoll, weil nach den Erfahrungen anderer Untersucher an Hüftgelenktotalendoprothesen die operationsbedingten veränderten Einlagerungsraten im Knochenszintigramm sich normalisieren sollen und später auftretende Aktivitätsvermehrungen als pathologisch angesehen werden müssen.

4.4.3.1 Der postoperative Frühverlauf

Für den Frühverlauf sollen die Zeitabschnitte A (im ersten Monat nach der Operation), B (im zweiten bis neunten Monat nach der Operation) und C (im zehnten bis fünfzehnten Monat nach der Operation) betrachtet werden. Die Verläufe sind in den Abbildungen 10 für die Schenkelhalsfrakturen und 11 für die pertrochanteren Femurfrakturen getrennt dargestellt, da aufgrund der unterschiedlichen Biomechanik der Frakturen unter Umständen mit unterschiedlichen Verläufen gerechnet werden muß. Für die Azetabulum-Meßpunkte (1 und 2) ließ sich in den Verlaufskurven eine Normalverteilung darstellen. Während in den Szintigrammen zum Zeitpunkt A besonders für den Meßpunkt 2 bei den Schenkelhalsfrakturen noch breitere Streuungen der Intensität feststellbar waren, konvergierten die Kurven im weiteren Verlauf zu den Normalwertbereichen. Die Meßwerte einer Patientin fanden sich jedoch 1 Jahr nach der Operation deutlich oberhalb der normalen Einlagerungsintensität. Die Patientin zeigte an beiden Hüftgelenken geringe arthrotische Veränderungen, die im Verlauf des ersten postoperativen Jahres leicht zugenommen hatten.

Intensitäts-
stufe

Schenkelhalsfrakturen



Abbildungung 10

Szintigrafische Verläufe bei Schenkelhalsfrakturen

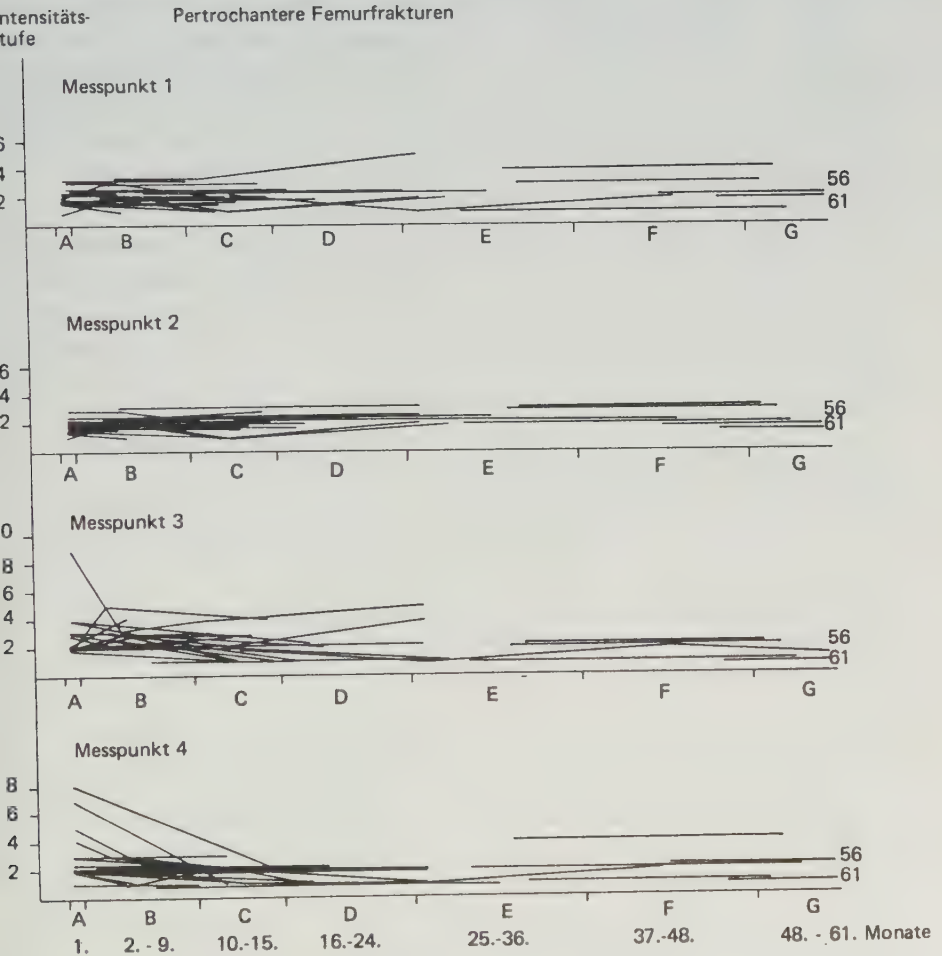


Abbildung 11

Szintigrafische Verläufe bei pertrochanteren Femurfrakturen

Im Normalfall zeigt sich sowohl bei den Schenkelhalsfrakturen als auch bei den pertrochanteren Femurfrakturen am Azetabulum nach der Operation keine vermehrte Radioaktivitätseinlagerung durch knöchernen Umbau im Beckenknochen. Die anfänglich erhöhten Aktivitäten im Meßpunkt 2 bei der Gruppe der Schenkelhalsfrakturen in einzelnen Fällen lassen sich nicht eindeutig erklären. Sie wurden gelegentlich auch ohne röntgenologisch nachweisbare Arthrose gefunden. Im normalen Knochenszintigramm des Beckens liegt auch im Frühverlauf die radioaktive Speicherungsintensität des Azetabulums in gleicher Höhe wie auf der nicht operierten Seite.

Dieses einheitliche Bild findet man nicht in der Trochanterregion. Sowohl bei den Patienten mit Schenkelhalsfrakturen als auch besonders bei den Patienten mit pertrochanteren Femurfrakturen war zwar eine Tendenz zu niedriger und im Verlauf abnehmender Speicherungsintensität in der Trochanterregion festzustellen, jedoch waren die Verläufe nicht ganz einheitlich. Die Intensität fand sich bei den Schenkelhalsfrakturen 2 bis 4 Wochen nach Prothesenimplantation bis zur Stufe 5 vermehrt. Sie nahm dann bis zum Zeitraum von einem Jahr postoperativ ab, blieb aber in Einzelfällen noch deutlich über der Normalverteilung, die maximal bei Stufe 2 lag. Bei den Patienten fanden sich im Röntgenbild keine Hinweise für eine Prothesenlockerung, so daß mögliche Ursachen dieser Aktivitätsanreicherung noch diskutiert werden müssen.

Bei den pertrochanteren Femurfrakturen wiesen die Meßpunkte 3 und 4 in der ersten postoperativen Phase erwartungsgemäß höhere Einlagerungsraten auf. Diese anfänglich hohen Intensitätsstufen nahmen aber im Verlauf eines Jahres deutlich ab. Ursache für dieses Verhalten war die auch röntgenologisch zu beobachtende Heilung der pertrochanteren Fraktur, die mit dem Prothesenschaft geschient wurde. Es war im Bereich des Meßpunktes 3 (Trochanter major) zu beobachten, daß in einem Teil der Fälle die Intensität der Radioaktivitätseinlagerung nach einem Jahr nach der Operation

noch erhöht blieb. Diese erhöhte Einlagerungsrate konnte in allen Fällen in Einklang mit dem Röntgenbild gebracht werden: Zweimal lagen Pseudoarthrosenbildungen oder nicht vollständig fixierte Trochanter-major-Fragmente vor und zweimal fanden sich stärkere periartikuläre Ossifikationen.

Für den Trochanterbereich gilt also, daß nach der Prothesenimplantation und besonders auch der Fixation pertrochanterer Frakturen eine vorübergehend vermehrte Anreicherung des Radiopharmazeutikums auftritt. Im Laufe des ersten postoperativen Jahres nehmen diese Veränderungen jedoch ab, so daß sich die Radioaktivitätseinlagerung außer in eindeutig pathologischen Fällen normalisiert.

4.4.3.2 Der Spätverlauf

Nur in wenigen Fällen waren Mehrfachkontrollen bei den Spätverläufen durchführbar. Die späteste Kontrolle erfolgte 61 Monate nach der Implantation der Duo-Kopf-Prothese. Aufgeteilt in Verläufe nach Schenkelhalsfrakturen und nach pertrochanteren Femurfrakturen ergab sich für die Meßpunkte im Azetabulum (1 und 2) ein wenig differentes Bild. Bei den meisten Patienten fand sich über den Zeitablauf mehrerer Jahre eine gleichbleibende Aufnahme des Radiopharmazeutikums mit der Intensitätsstufe 1 bis 3. Bei den Schenkelhalsfrakturen gab es zwei Verläufe, bei denen nach dem zweiten postoperativen Jahr eine weitere Abnahme der Intensitätsstufe im dritten bzw. vierten postoperativen Jahr im Meßpunkt 1 und Meßpunkt 2 zu registrieren war. Daneben bestand bei einem Patienten bei den Schenkelhalsfrakturen und bei einem Patienten bei den pertrochanteren Frakturen eine konstante Einlagerung der Intensitätsstufe 4 am Meßpunkt 1 und bei einem weiteren Patienten der Gruppe Schenkelhalsfrakturen eine Intensitätszunahme zur Stufe 4.

Bei den Patienten mit Schenkelhalsfrakturen handelte es sich dabei einmal um eine Patientin, bei der ausnahmsweise bei einer Femurkopfnekrose eine Duo-Kopf-Prothese implantiert worden war (wegen erwarteter kurzer Lebensdauer bei schwerer Lungenfibrose), die jedoch unerwarteterweise unter hochdosierter Kortikoidtherapie eine zunehmende Protrusio acetabuli erfahren hatte. Die andere Patientin mit konstant hoher Intensität der Stufe 4 wies röntgenologisch eine zunehmende Deformation des Azetabulums mit Abflachung des Pfannenrandes und Subluxationsstellung der Prothese bei entsprechenden Beschwerden auf.

Die eine Patientin in der Gruppe der pertrochanteren Femurfrakturen, die konstant die Intensitätsstufe 4 aufwies, zeigte röntgenologisch auf der nicht operierten Seite eine seit dem Zeitpunkt der Operation zunehmende Coxarthrose, die sich im postoperativen Röntgenbild der operierten Seite nicht so deutlich manifestierte. Es darf jedoch davon ausgegangen werden, daß auf der operierten Seite die erhöhte Intensität der Radioaktivität auf gleichartige Azetabulumveränderungen zurückzuführen war, da die nicht operierte Seite (Koxarthrose) eine ebenso starke Speicherungsaktivität aufwies.

Die 80jährige Patientin klagte bei den Untersuchungen über Anlaufschmerzen überwiegend der nicht operierten Seite, während die operierte Seite demgegenüber als beschwerdeärmer bezeichnet wurde.

Am Meßpunkt 2 fand sich keine über die Intensitätsstufe 3 hinausgehende Radioaktivitätseinlagerung bei den pertrochanteren Femurfrakturen. Dagegen bestand in einem Verlauf bei den Schenkelhalsfrakturen im dritten postoperativen Jahr eine steile Zunahme der Radioaktivitätseinlagerung. Dieser Patient wies ebenfalls auf der nicht operierten Seite eine Koxarthrose auf, während der Pfannengrund der operierten Seite röntgenologisch nur eine geringe Verdichtungszone zeigte. Der 83jährige Patient war

beschwerdefrei. Die hohe Aktivitätszunahme im Pfannengrund der operierten Seite mußte als Hinweis auf einen zunehmenden knöchernen Umbau des Pfannengrundes und damit als drohende Protrusio acetabuli gedeutet werden. Eine weitere Kontrolle (5 Jahre nach der Operation) konnte nicht erfolgen, da der Patient zwischenzeitlich verstorben war.

In einem weiteren Fall war im Verlauf vom dritten zum vierten postoperativen Jahr eine Aktivitätszunahme zur Stufe 4 festzustellen. Dabei handelt es sich um die oben beschriebene Patientin mit zunehmender Protrusio acetabuli (nach Femurkopfnekrose).

Die Spätverläufe zeigten in den Meßpunkten 3 sowohl bei den Schenkelhalsfrakturen als auch bei den pertrochanteren Frakturen zwischen drittem, viertem und fünftem postoperativen Jahr physiologische Einlagerungsraten der Radioaktivität bis zur Intensitätsstufe 2. Im Verlauf zwischen erstem und drittem postoperativen Jahr ließen sich unter den Patienten mit pertrochanteren Frakturen jedoch zwei Fälle mit zunehmender Einlagerungsrate erkennen.

In einem Fall handelte es sich um eine Patientin, bei der in einem anderen Krankenhaus eine andere Modifikation der Duo-Kopf-Prothese implantiert worden war, deren Cup festlief und die später wegen einer Zerstörung des Azetabulums und Luxation des Cups ausgetauscht werden mußte. Bei dieser Patientin war gleichzeitig eine Aktivitätszunahme im Azetabulum zu beobachten.

Bei der anderen Patientin wies der Trochanter major als einziger veränderlicher Punkt des gesamten Beckenszintigramms eine konstante Aktivitätszunahme bis zum dritten postoperativen Jahr auf. Die Ursache ließ sich aus dem Röntgenbild ebenfalls deuten: es fanden sich zunehmende periartikuläre Verkalkungen im Bereich des Trochanter major.

Im Meßpunkt 4 war bei einer Patientin mit Femurfraktur eine erhöhte Aktivität (Intensitätsstufe 4) zu beobachten, die vom dritten bis fünften postoperativen Jahr konstant blieb. Röntgenologisch handelte es sich hier um eine Nichtvereinigung des Trochanter minor, der bei dem Unfall abgerissen und durch die Operation nicht fixiert worden war. Bei den Schenkelhalsfrakturen fand sich ein Verlauf mit konstanter Radioaktivitätseinlagerung der Stufe 3, wobei es sich um die Patientin handelte, bei der sich eine Subluxation des Cup eingestellt hatte.

Aus den Verlaufskontrollen über mehrere Jahre läßt sich feststellen, daß in der Mehrzahl der Fälle konstante Radioaktivitätseinlagerungen in den beobachteten Meßpunkten des Azetabulums und der Trochanterregion vorlagen. Erhöhte Intensitätsstufen konnten im Einzelfall immer im Zusammenhang mit dem Röntgenbild und der Klinik auf eindeutige pathologische Ursachen zurückgeführt werden. Dabei erwies sich die Knochenszintigrafie als empfindlicher gegenüber der Röntgenuntersuchung, bei der diskrete Befunde durchaus übersehen werden können.

4.4.3.3 Der pathologische Verlauf

Wie bereits erörtert, können die durch die zu unterschiedlichen Zeitpunkten postoperativ durchgeführten Einzelmessungen festgestellten Verteilungen der Radioaktivität in den einzelnen Abschnitten des Knochenszintigramms des Beckens und der Oberschenkelregion als Normalwerte angesehen werden. Damit eignet sich das Knochenszintigramm als relativ empfindliche Methode zur Feststellung pathologischer Umbauvorgänge in einzelnen Knochenabschnitten, wobei die Verlaufskontrollen gute Hinweise über eine Zunahme oder Abnahme der Intensitätseinlagerung geben können. Dies kann zur Entscheidungshilfe genutzt werden, wenn das Röntgenbild keine eindeutigen Veränderungen ergibt. Die Zunahme oder Abnahme der Radioaktivitätseinlagerung ist dabei ein Hinweis für

die Knochenumbaurate. Abnahme der Intensität und Normalisierung kann durchaus bedeuten, daß obwohl pathologische Röntgenbildveränderungen bestehen, der Knochenumbauprozeß in einen Stabilisierungszustand gekommen ist. Eine weitere Progredienz muß nicht unbedingt erwartet werden. Die Zunahme der Intensität im Verlauf der Jahre kann dagegen ein Warnzeichen für noch bestehende oder neu aufgetretene Knochenumbauprozesse sein, die röntgenologisch noch nicht immer erfaßbar sein müssen. Diese Patienten müßten damit einer engeren klinischen Beobachtung unterzogen werden, um auftretende Komplikationen frühzeitig behandeln zu können. Für die pathologischen Verläufe sollen im Folgenden Einzelbeispiele exemplarisch dargestellt werden, die sich in unserem Krankengut ergeben haben. Dazu werden in den Abbildungen Röntgenbild und Knochenszintigramm einander gegenübergestellt.

4.4.3.3.1 Befunde bei zunehmender Arthrose

Beispiel 1 (Pat. K., G. weibl.):

Patientendaten: 58jährige Patientin, chronischer Alkoholabusus, dekompensierte Leberzirrhose, Hypertonus, biologisch wesentlich vorgealtert. Im November 1980 häuslicher Sturz unter Alkoholeinfluß. Mediale Schenkelhalsfraktur (Typ III Pauwels). Körpergröße 159cm, Gewicht 51 kg.

Im Unfallröntgenbild: geringgradige Arthrose bei erhaltenem symmetrischen Gelenkspalt. Auf der verletzten Seite Arthrosezeichen stärker (Abb. 12). Wegen der biologischen Voralterung und der erwarteten kurzen Lebensdauer sowie wegen des erhöhten Operationsrisikos erfolgte der Entschluß zur Implantation einer Duo-Kopf-Prothese trotz der bestehenden Arthrose.

Intraoperativer Befund: Knorpelfläche der Facies lunata erhalten, in den Randanteilen deutlich dünner als normal.

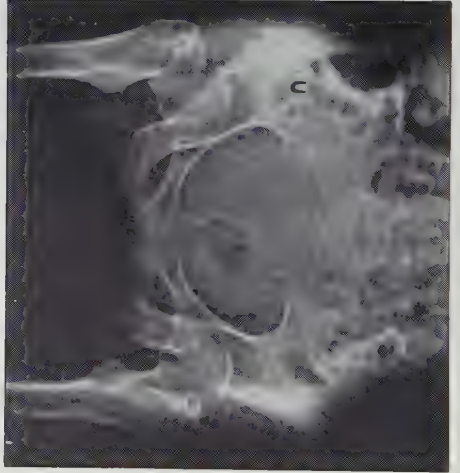
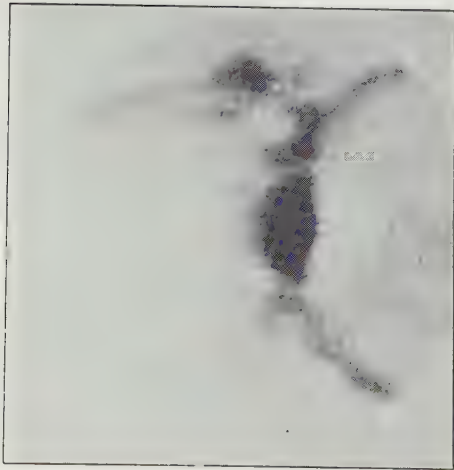


Abbildung 12 Pat. K., 6. 58 J.,
Röntgenbild am Unfalltag

Abbildung 13 a und b (rechts)
Röntgen und Szintigramm 2 Wochen post op.



Postoperativer Frühverlauf: Bis auf erhebliche Blutungsanaemie unkompliziert. Frühmobilisation. Entlassung 21 Tage nach dem Unfall.

Verlauf:

Bei der ersten Kontrolluntersuchung drei Monate nach dem Unfall zeigt das rechte Hüftgelenk (operierte Seite) im Vergleich zur linken Seite symmetrische freie Beweglichkeit. Die Patientin läuft mit leichtem Hinken, benutzt einen Gehstock. Das Anziehen von Schuhen sowie das Treppensteigen macht noch Schwierigkeiten. Schmerzen werden nur nach längerem Sitzen und bei plötzlichen Bewegungen angegeben. Das Röntgenbild zeigt einen einwandfreien Prothesensitz, sowohl am Prothesencup als im Schaftbereich.

Bei der zweiten Untersuchung 1 Jahr nach der Operation hat sich der Befund verändert. Die Patientin klagt über zeitweise Schmerzen, die Gehstrecke hat sich verkürzt; Schmerzen treten nach ca. 1/4-stündigem Laufen auf. Bei der Beweglichkeit fällt eine Einschränkung der Abduktions- und Adduktionsfähigkeit der operierten Seite auf. Die Patientin hat jetzt ein einwandfreies Gangbild, die Schwierigkeiten beim Anziehen von Schuhen und beim Treppensteigen sind überwunden. Es wird keine Gehhilfe benutzt. Im Röntgenbild hat sich der Befund nicht wesentlich verändert. Es besteht weiterhin eine Verdichtung des subchondralen Knochens des Pfannendaches, sowohl auf der operierten als auch auf der nicht operierten Seite. Am Azetabulumrand finden sich beiderseits arthrotische Randwülste.

Die Analyse der Knochenszintigramme ergibt folgende Befunde:

a. 14 Tage nach der Operation: (Abbildung 13):

Vermehrte Radioaktivitätseinlagerung im Bereich des rechten Azetabulum, besonders des Pfannengrundes (Intensitätstufe 5), vermehrte Radionuklideinlagerung auch im Bereich des Trochanter major (I.-Stufe 4) sowie im Trochanter minor-Bereich und lateral

am Schaft neben dem Prothesenschaft. Auf der nicht operierten Seite findet sich eine leicht vermehrte Aktivitätsanreicherung im Bereich des Pfannengrundes sowie des Femurkopfes.

b. 4 Monate nach der Operation:

Deutlicher Rückgang der Radioaktivitätseinlagerung im Pfannenbereich rechts und Verminderung der Intensität im Trochanter major. Auffällig ist insbesondere die Verminderung der Aktivität am Pfannengrund. Die nicht operierte Seite zeigt einen unveränderten Befund. Negative Kontrastierung der Prothese.

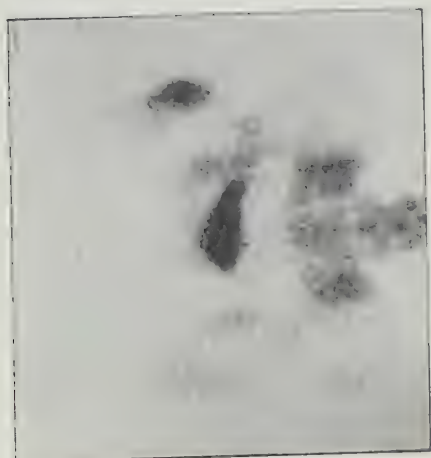
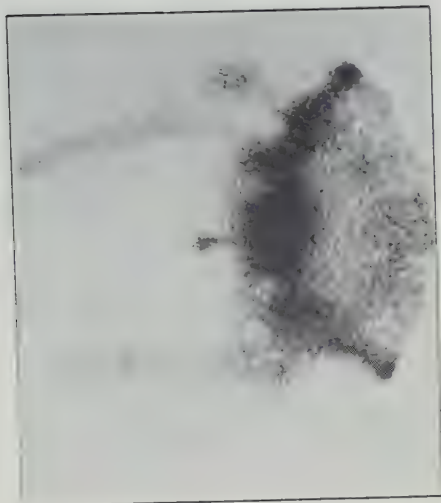
c. 1 Jahr nach der Operation: (Abbildung 14)

Erneute gleichmäßige Zunahme der Radioaktivitätseinlagerung im Bereich des rechten Pfannendaches und Pfannengrundes. Abnehmende, noch leicht erhöhte Aktivitätseinlagerung im Bereich des rechten Trochanter major. Auf der nicht operierten Seite hat die Radioaktivitätsspeicherung im Bereich des Pfannengrundes und des Femurkopfes gering zugenommen.

d. 2 Jahre nach der Operation (Abb. 15)

Gering erhöhte, gleichmäßige Speicherung der Tracersubstanz im Azetabulum der operierten Seite, gegenüber dem Vorbefund um eine Stufe vermindert. Die Einlagerung im Trochanter major hat erneut zugenommen.

Dieser szintigrafische Verlauf zeigt zunächst eine vermehrte Radioaktivitätseinlagerung im Pfannen- und Trochanterbereich als Folge des Operationstraumas. Gleichzeitig kann eine vermehrte Radioaktivität im Bereich der nicht operierten Hüfte bei röntgenologisch sichtbarer Arthrose festgestellt werden. Nach 4 Monaten hat die Radioaktivitätseinlagerung der operierten Seite abgenommen, liegt jedoch noch höher als auf der nicht operierten Seite. Ein Jahr nach der Operation zeigt sich erneut eine vermehrte Einlagerung im Bereich der Pfanne ohne röntgenologische Veränderungen bei jedoch zunehmenden Beschwerden der Patientin. Die



Radioaktivitätseinlagerung im Trochanter-major-Bereich hat sich erheblich vermindert als Zeichen abgelaufener Umbauvorgänge nach dem Operationstrauma. Die erneut aufgetretene Verstärkung der Radioaktivitätseinlagerung im Bereich der rechten Pfanne muß im Zusammenhang mit den neu aufgetretenen Beschwerden der Patientin als Hinweis auf vermehrt ablaufende Knochenumbauvorgänge angesehen werden. Zwei Jahre nach der Operation wurde die Patientin erneut zur Untersuchung einbestellt. Der szintigrafische Verlauf deutet darauf hin, daß aufgrund der vorbestehenden Arthrose im operierten Hüftgelenk unter Umständen eine nicht röntgenologisch sichtbare Zunahme der Arthrose nach der Prothesenimplantation erfolgt ist. Die vermehrte Radioaktivitätseinlagerung mußte als Warnzeichen gedeutet werden. Die erneute Untersuchung der Patientin nach 2 Jahren zeigte, daß der Prozeß szintigrafisch stationär blieb.

4.4.3.3.2 Befund bei Pfannenprotrusion

Beispiel 2 (Pat. J., P., weibl.):

Patientendaten: 78jährige Patientin, schwere Gonarthrose beiderseits bei Zustand nach Tibiakopffrakturen 1977, Diabetes mellitus. Ausgeprägte Osteoporose, degenerative Veränderungen der LWS, Arteriosklerose. Im Dezember 1979 Schenkelhalsfraktur durch häuslichen Sturz, Frakturtyp Pauwels III rechts (Abb. 16). Am Unfalltag Implantation einer Duo-Kopf-Prothese. Postoperativer Verlauf: eitrige Bronchopneumonie. Entlassung nach 19-tägiger stationärer Behandlung. Dabei war die Patientin mit Hilfe von zwei Gehstützen gehfähig. Weitere Behandlung durch einen niedergelassenen Orthopäden.

Verlauf:

Bei der ersten Kontrolluntersuchung 22 Monate nach der Operation zeigte sich eine uneingeschränkte seitengleiche Beweglichkeit der Hüftgelenke, zeitweise Schmerzen. Die Patientin gibt auch Schmer-

zen von der Wirbelsäule ausstrahlend an. Die Röntgenuntersuchung ergibt eine Fehlstellung des Prothesencup in stärkerer Varusstellung mit Abflachung des Pfannenrandes und beginnender Protrusion nach kranial.

Bei der zweiten Untersuchung 35 Monate nach der Operation ist zwischenzeitlich ein erneuter Sturz auf die operierte Hüfte erfolgt. Die Patientin hat seit dieser Zeit Schmerzen, belastet das Hüftgelenk jedoch voll. Sie läuft mit Hilfe einer Gehstütze und eines Gehstockes. Als Gehstrecke wird weniger als 500 Meter angegeben. Die Untersuchung zeigt ein deutliches Hinken. Die Hüftgelenksbeweglichkeit der operierten Seite ist sowohl bei der Beugung als auch bei der Abduktion und besonders bei der Rotation eingeschränkt und bei der Rotation schmerzhaft. Das Röntgenbild zeigt weiterhin eine Fehlstellung des Cup mit jetzt deutlicheren Zeichen der Pfannenwanderung nach kranial und lateral. Der Patientin wird der Befund mitgeteilt, sie kann sich jedoch zu einer operativen Revision noch nicht entschließen (Umwandlung in eine Totalendoprothese).

Knochenszintigrafischer Verlauf:

Da erst ab 1980 die Knochenszintigrafie zur unmittelbaren postoperativen Kontrolle eingesetzt wurde, fehlt bei dieser Patientin ein im ersten Monat nach der Operation angefertigtes Knochenszintigramm.

Das erste Szintigramm liegt vom Zeitpunkt D (knapp 2 Jahre nach der Operation) vor.

a. 22 Monate nach der Operation (Abb. 17):

Deutlich vermehrte Radioaktivitätseinlagerung im rechten Pfannenrund (operierte Seite) bei leichter Vermehrung der Radioaktivitätseinlagerung im Bereich des linken Hüftgelenkes (wie bei Koxarthrose). Die Radioaktivitätseinlagerung in den übrigen Knochenabschnitten des Beckens und des Femurs ist unauffällig.

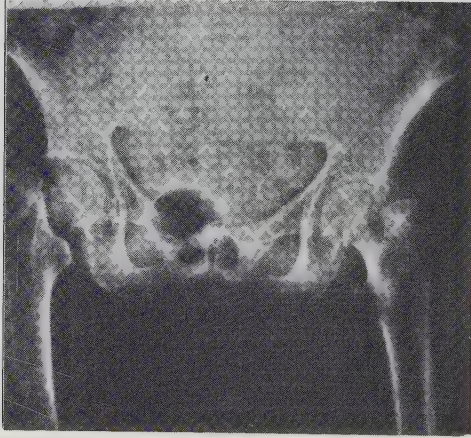


Abbildung 16 Pat. J., P. 78 J.
Röntgenbild am Unfalltag

Seite 65:

Abbildung 17 a und b
Röntgen und Szintigramm
22 Monate post op.

Abbildung 18 a und b
Röntgen und Szintigramm
35 Monate post op.

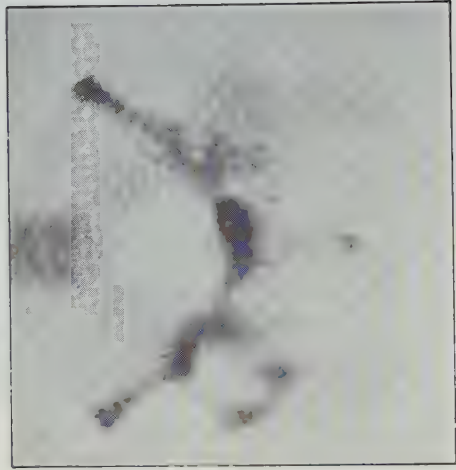
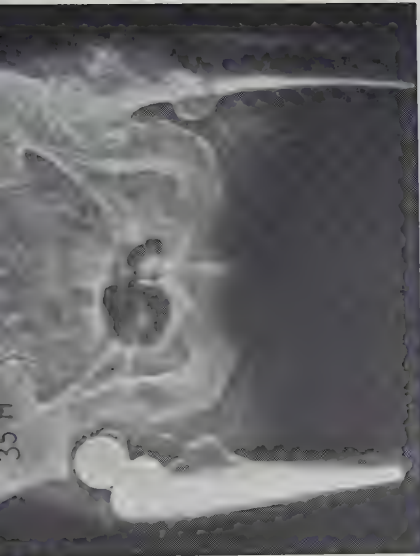


Abbildung 17 a und b



Abbildung 18 a und b

b. 35 Monate nach der Operation: (Abb. 18)

Deutliche Vermehrung der Speicherung der rechten Hüftpfanne mit Verlagerung des Speichermaximums zum Pfannenenerker (Intensitätsstufe 4). Jetzt auch deutlich vermehrte Speicherung im Bereich des Trochanter major und des Trochanter minor (Intensitätsstufe 3).

Die Beurteilung des szintigrafischen Verlaufes zeigt zunächst eine Betonung eines stärker speichernden Bezirkes im Pfannenzenrum, der im Laufe eines Jahres zum Pfannenrand hinwandert. Es besteht hierbei eine deutliche Korrelation mit dem Röntgenbild im Sinne einer zunehmenden Pfannenwanderung nach kranial-medial. Die vermehrte Radioaktivitätseinlagerung im Bereich der Trochanterregion ist als Ausdruck einer Zunahme der Relativbewegungen der Prothese zu deuten und kann als Frühzeichen einer beginnenden Prothesenschaftlockerung angesehen werden. Die Speicherung an der Prothesenschaftspitze ist gering vermehrt; im Bereich des übrigen Prothesenschaftes zeigt sich eine normale Speicherung. Lockerungszeichen, wie sie das Knochenszintigramm zeigt, lassen sich röntgenologisch bei der Patientin noch nicht eindeutig feststellen. Die Veränderungen im szintigraphischen Verlauf lassen jedoch eine solche Lockerung als sehr wahrscheinlich erscheinen. Die operative Kontrolle der Festigkeit des Prothesensitzes ist noch nicht erfolgt, weil die Patientin, wie oben erwähnt, sich noch nicht zur Revision entschließen konnte.

4.4.3.3 Befund bei periartikulären Ossifikationen

Beispiel 3 (Pat.L., C. weibl.)

Patientendaten: Die 88jährige Patientin stürzte auf der Straße und zog sich eine pertrochantere Femurfraktur (Abb. 19) zusammen mit einer Humerusfraktur zu. Als Vorerkrankungen bestanden eine Herzinsuffizienz, ein Hypertonus sowie ein Diabetes mellitus. Die Operation erfolgte einen Tag nach dem Unfall. Es wurde als Aus-

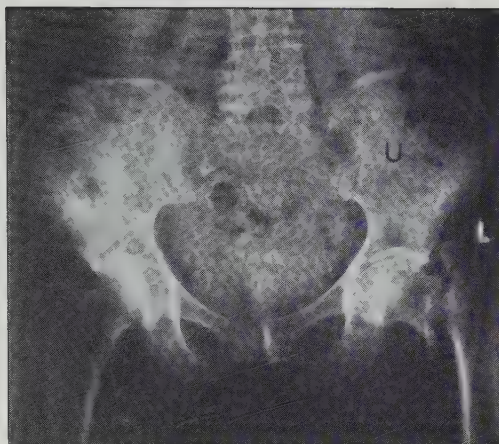


Abbildung 19 Pat. L., C. 88 J
Röntgenbild am Unfalltag

nahmeindikation die Implantation einer Duo-Kopf-Prothese vorgenommen, da wegen des hohen Alters die sofortige Vollbelastbarkeit erforderlich schien. Die alleinstehende Patientin wurde 25 Tage nach der Operation in ein anderes Krankenhaus zur Weiterbehandlung verlegt, wo sie einen Monat blieb.

Verlauf:

Die erste Untersuchung der Patientin erfolgte 3 Monate nach der Operation, die zweite 1 Jahr und die dritte 2 Jahre nach der Operation.

Als zusätzliche Skeletterkrankung fand sich bei der Patientin eine erhebliche Gonarthrose beiderseits.

Die anfänglich bestehenden subjektiven Beschwerden nahmen bis zum ersten Jahr nach der Operation vollständig ab, die Patientin fühlte sich wohl. Sie lebte weiterhin alleine in der eigenen Wohnung.

Bei der Untersuchung ein Jahr nach der Operation fand sich eine altersbedingte seitengleiche Einschränkung der Beugefähigkeit der Hüftgelenke sowie Einschränkungen der Abduktions- und Adduktionsfähigkeit und der Rotation. Die Innenrotation fehlte auf der operierten Seite vollständig. Röntgenologisch zeigten sich auf der operierten Seite im Bereich oberhalb des Trochanter major wolkige Verkalkungen, die nach einem Jahr deutlich zugenommen hatten. Nach zwei Jahren schienen diese Verkalkungen stationär zu sein. Zum Zeitpunkt der Zweijahresuntersuchung war die Patientin völlig beschwerdefrei und mittlerweile 90 Jahre alt. Im Azetabulum sah man beiderseits arthrotische Randwülste an den lateralen Rändern. Das Becken wies eine stärkere Osteoporose auf. Anzeichen für eine Pfannenwanderung fehlten, die pertrochantere Fraktur schien röntgenologisch verteilt.

Knochenszintigrafischer Verlauf:

a. 12 Tage nach der Operation (Abb. 20):

Eingeschränkte Beurteilbarkeit wegen starker Blasenüberlagerung. Deutliche Hervorhebung der Region des linken Trochanter major sowie des Trochanter minor.

b. 4 Monate nach der Operation (Abb. 21):

Normale Intensität der Radioaktivität im linken und rechten Azetabulum. Deutliche Steigerung der Aktivitätseinlagerung im linken Trochanter major sowie im linken Trochanter minor (Intensitätsstufe 3 bzw. 2).

c. 1 Jahr nach der Operation (Abb. 22):

Eingeschränkte Beurteilbarkeit bei stärkerer Blasenüberlagerung. Trochanter major nur noch gering betont, Trochanter minor zeigt normale Einlagerungsrate.

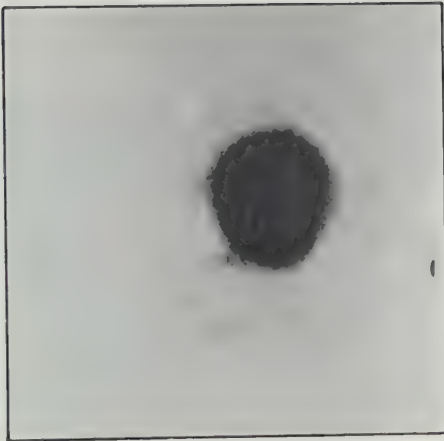
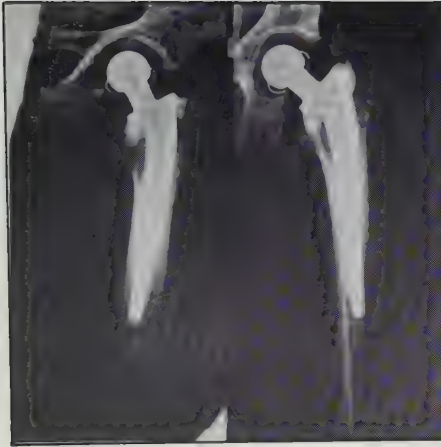


Abbildung 20
Röntgen und Szintigramm
2 Wochen post op.

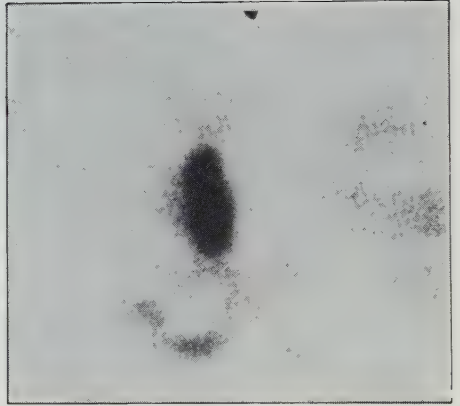


Abbildung 21
Szintigramm 4 Monate Post op.

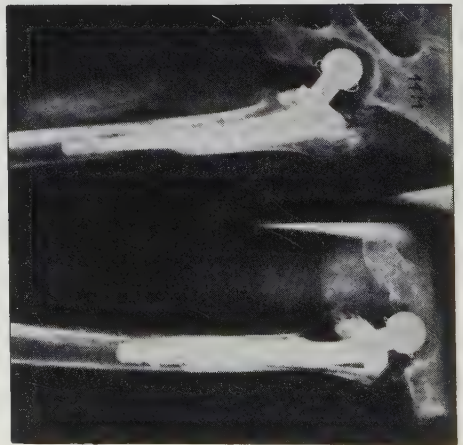
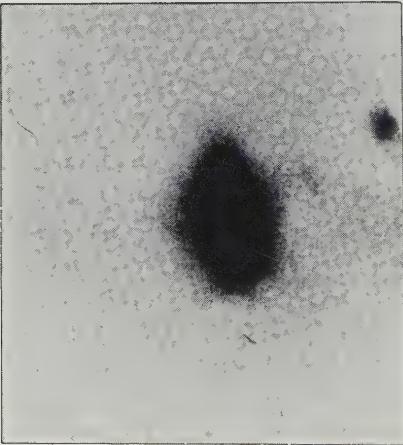


Abbildung 22 a und b (rechts)
Röntgen und Szintigramm
11 Monate post op.





d. 2 Jahre nach der Operation (Abb. 23):

Erneut stärkere Blasenfüllung, damit eingeschränkte Beurteilbarkeit der Pfannenregion links. Unter dieser Einschränkung scheinen beide Pfannenregionen jedoch normal zu speichern. Deutliche Anhebung der Speicherungsaktivität im Bereich des linken Trochanter major (Intensitätsstufe 4) bei nur noch gering vermehrter Speicherung im Bereich des Trochanter minor (Intensitätsstufe 2).

Die Beurteilung der Intensitätszunahme im Bereich des Trochanter major läßt zunächst auf eine Pseudarthrose des Trochanter major bei pertrochanterer Fraktur schließen. Röntgenologisch finden sich dafür keine Zeichen. Es bestehen jedoch erhebliche periartikuläre Ossifikationen in diesem Bereich, die röntgenologisch stationär zu sein scheinen. Das Knochenszintigramm jedoch, das auch heterotope Ossifikationen registriert, zeigt, daß diese Umbauvorgänge nicht abgeschlossen sind. Die klinische weitgehende Beschwerdefreiheit der Patientin zeigt, daß eine Pseudarthrose des Trochanter major nicht vorliegen kann, die Beschwerden verursachen würde. Die Betrachtung des gleichzeitig angefertigten Farbszintigrammes mit einem Vergrößerungseffekt beweist, daß das Maximum der Intensität auch etwas oberhalb des Trochanter major liegt und dieser Befund läßt sich mit dem Röntgenbild eindeutig in Einklang bringen. Die Knochenszintigrafie erweist sich hier ebenfalls als die empfindlichere Methode zum Nachweis von Knochenumbauvorgängen.

4.4.3.3.4 Befund bei Prothesenlockerung

Beispiel 4 (Pat. B., J. weibl.)

Patientendaten: Die 79jährige Patientin erlitt im August 1978 einen häuslichen Unfall und zog sich eine pertrochantere Femurfraktur rechts zu. Als vorbestehende Erkrankungen sind bekannt: Gonarthrose, Arteriosklerose, Hypertonie, Diabetes mellitus, Wirbelsäulenschaden. Die Patientin wurde zwei Tage nach dem

Unfall operiert; es erfolgte die Implantation einer Duo-Kopf-Endoprothese mit 180 mm langem Schaft als Ausnahmeindikation. Das operative Ergebnis war als nur mäßig zu bezeichnen. Nach zweimonatiger stationärer Behandlung erfolgte die Entlassung der Patientin in die eigene Wohnung, wobei die weitere ärztliche Behandlung durch den Hausarzt erfolgte.

Verlauf:

Bei dem ersten Untersuchungstermin, d.h. 28 Monate nach der Operation, war die Patientin zwar mit dem operativen Ergebnis zufrieden, hatte jedoch eine Einschränkung der Beugefähigkeit sowie der Abduktions- und Rotationsfähigkeit des operierten Hüftgelenkes. Es wurden Schmerzen bei Bewegung und Belastung angegeben. Das Röntgenbild zeigte eine zunehmende Varusstellung des Prothesenschaftes mit Resorptionsräumen am Prothesenschaft im Sinne einer Prothesenschaftlockerung. Der Prothesencup stand einwandfrei. Es bestand jedoch ein geringer Abstand des Trochanter major zum Pfannenrand, also ein relativer Trochanterhochstand rechts. Beide Trochanteren waren nicht fixiert, wie das bereits auf den ersten postoperativen Röntgenbildern zu erkennen war. Neben den auf die Prothese zu beziehenden Beschwerden gab die Patientin bei dieser Untersuchung einen ziehenden Schmerz in der rechten Seite und im rechten Oberschenkel an, der bis zu den Zehen ausstrahlte. Sie erlitt einen Monat nach der Untersuchung einen Discus-Hernien-Prolaps, der die operative Entfernung des prolabierte Nucleus erforderlich machte. Als Folge verblieb eine Schwächung der Kraft des linken, bisher gesunden Beines, so daß die Patientin nach der Operation erheblich behindert war. Unglücklicherweise trat wenige Monate nach dieser Operation noch ein Myocardinfarkt ein, so daß diese Patientin als schwerkrank anzusehen war. Eine operative Revision des Hüftgelenkes verbot sich damit zunächst. Bei der 51 Monate nach der Prothesenimplantation vorgenommenen zweiten Kontrolluntersuchung war die Patientin schwerst gehbehindert und rollstuhlpflichtig. Sie war lediglich mit Hilfe in der Lage, die Toilette zu benutzen. Der Ak-

tionskreis war weitestgehend eingeschränkt. Die volle Belastung des rechten Beines verursachte Schmerzen. Die Beweglichkeit des rechten Hüftgelenkes war gegenüber dem linken Hüftgelenk aktiv und passiv eingeschränkt, insbesondere die Beugefähigkeit und die Rotationsfähigkeit (Innenrotation). Röntgenologisch zeigte sich eine weitere Zunahme der Varusstellung der Prothese sowie eine Zunahme des Resorptionssaumes lateral am Prothesenschaft sowie an der Prothesenspitze. Das Pfannendach zeigte sowohl auf der operierten als auf der nicht operierten Seite eine leichte Sklerosierung.

Knochenszintigrafischer Verlauf:

Da die Patientin 1978 operiert wurde, erfolgte die erste Anfertigung eines Knochenszintigrammes bei der ersten klinischen Nachuntersuchung, d.h. 28 Monate nach der Operation.

a. 28 Monate nach der Operation (Abb. 24):

Geringe Speicherungsaktivität im gesamten Knochenszintigramm. Seitengleiche Speicherung in den Azetabula, die im Vergleich mit den Referenzpunkten am Beckenkamm als normal bezeichnet werden kann. Gering vermehrte Radioaktivitätseinlagerung im Bereich des Trochanter major, deutlich vermehrte Radioaktivitätseinlagerung im Bereich des Trochanter minor. Der Femurschaftabschnitt medial des Prothesenschaftes zeigt eine leichte Betonung, die übrigen Knochenabschnitte speichern normal.

b. 51 Monate nach der Operation (Abb. 25):

Insgesamt bessere Speicherung im gesamten Knochenszintigramm. Leichte Vermehrung der Radioaktivität im Bereich des Pfannenbodens rechts. Deutliche vermehrte Einlagerung im Bereich des Trochanter minor. Geringe Verstärkung der Intensität an der lateralen Femurschaftkortikalis in Höhe der Prothesenschaftspitze. Insgesamt kein deutliches Bild einer Prothesenlockerung.



Abbildung 24a und b Pat. B., J. 78 Jahre
 Röntgen und Szintigramm
 38 Monate post op.

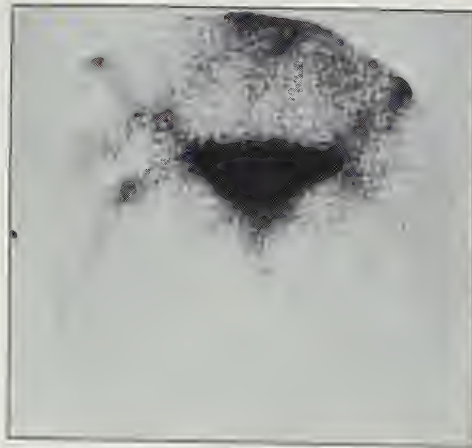
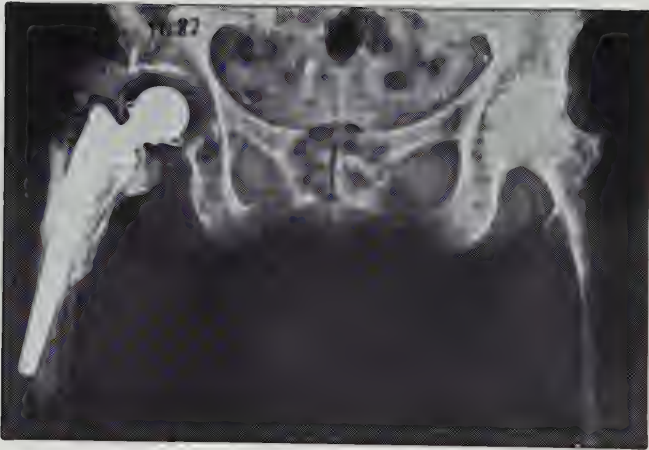


Abbildung 25 a und b
Röntgen und Szintigramm
51 Monate post op.

Obwohl bei dieser Patientin klinisch und auch röntgenologisch deutliche Zeichen einer Prothesenfehlstellung und damit Fehlbelastung mit nachfolgender Prothesenauslockerung bestehen, finden sich die szintigrafischen Veränderungen insgesamt nur sehr gering ausgeprägt. Im Verlauf läßt sich neben einer vermehrten Radioaktivitätseinlagerung im Trochanter minor-Bereich eine geringe Vermehrung der Radioaktivität in Höhe der Schaftspitze an der lateralen Femurschaftkortikalis beobachten. Das Knochenszintigramm scheint in diesem Fall falsch negativ zu sein. Die relativ geringe Aktivitätserhöhung im Trochanter minor und am lateralen Femurschaft nimmt im Verlauf jedoch zu.

Die Erklärung für die geringen Veränderungen bei dieser Patientin kann in einer geringen Aktivität des Knochenumbaus gesehen werden. Anhand der Röntgenbilder läßt sich das bestätigen, da im Verlauf zwischen 28 und 51 Monaten post op. nur noch geringe Veränderungen bestehen. Die Prothese hat also in der Fehlstellung bereits von dem 28. Monat einen relativen Stabilisierungszustand erreicht.

Die Prothesenfehlstellung und die dadurch bedingte Verminderung der Belastbarkeit des operierten Beines im Zusammenhang mit der partiellen Parese des anderen Beines veranlaßten jedoch zur operativen Revision und Korrektur.

Die vorgestellten szintigrafischen Verlaufsbeispiele zeigen, daß eine klinische Wertung des Knochenszintigramms nur im Zusammenhang mit dem klinischen Untersuchungsbefund und den Röntgenaufnahmen möglich ist. Das Knochenszintigramm gibt Hinweise auf Knochenumbauvorgänge, die im Falle einer beginnenden Pfannenprotrusion oder Prothesenauslockerung im Röntgenbild noch nicht sichtbar sein müssen. Bezüglich der Aktivität eines Prozesses erweist sich das Knochenszintigramm also als die empfindlichere Methode als das Röntgenbild.

Im Einzelfall können Verlaufsuntersuchungen mit Knochenszintigrammen pathologische Befunde zur Entscheidung über eine eventuell notwendige operative Revision beitragen. In vielen Fällen gibt das szintigrafische Bild bei negativem oder geringfügig verändertem Röntgenbefund eine Erklärung für die bestehenden Beschwerden der Patientin.

4.4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Auswertung der Knochenszintigramme von 143 Patienten, bei denen nach Schenkelhalsfrakturen oder pertrochanteren Femurfrakturen eine Duo-Kopf-Prothese implantiert worden war und die in Zeiträumen bis zu fünf Jahren nach der Operation klinisch und unter Anwendung der Knochenszintigrafie untersucht worden waren, läßt folgende zusammenfassende Aussagen zu:

1. Im Knochenszintigramm des Beckens und der Femora stellen sich unmittelbar nach der Prothesenimplantation erhöhte Radioaktivitätseinlagerungen in der Gegend des Azetabulums nicht regelhaft dar. Vermehrte Einlagerungen sind auf pathologische Prozesse - überwiegend auf Arthrosen - zurückzuführen.

2. Im Verlauf beobachtete, insbesondere einseitige Anstiege der Intensitätsstufen der radioaktiven Tracereinlagerung im Azetabulumbereich sind Hinweise für eine beginnende Zerstörung des Pfannenknorpels und des subchondralen Knochens, die in den Frühstadien röntgenologisch nicht immer sichtbar sind.

3. Im postoperativen Frühverlauf bis zu einem Jahr registrierte erhöhte Intensitätsstufen im Azetabulumbereich sind selten. Sie sind in Einzelfällen Ausdruck reaktiver Knochenumbauvorgänge, insbesondere am arthrotisch vorgeschädigten Hüftgelenk. Diese Umbauvorgänge können als Anpassungsvorgang angesehen werden, da fast immer ein Knochenszintigrafischer Stabilisierungszustand

erreicht wird, ohne daß die im Röntgenbild beobachteten arthrotischen Pfannenveränderungen wesentlich zunehmen.

4. Nach prothetischer Versorgung pertrochanterer Femurfrakturen als Ausnahmeindikation ist in der postoperativen Phase eine erhöhte Traceranreicherung in der Trochanterregion zu beobachten, die im Laufe des ersten postoperativen Jahres erheblich zurückgeht. Sie wird verursacht durch einsetzende Knochenneubildung im Rahmen der Heilung der pertrochanteren Femurfraktur.

5. Im Spätverlauf sind erhöhte Intensitäten im Trochanterbereich nur in eindeutig pathologischen Fällen (Pseudarthrose, Trochanterabriß, periartikuläre Ossifikationen) zu beobachten.

6. Auch nach Prothesenimplantation bei Schenkelhalsfrakturen sind im postoperativen Frühverlauf bis zu einem Jahr erhöhte Radioaktivitätseinlagerungen in der Trochanterregion zu beobachten, die jedoch in der Intensität geringer sind als nach pertrochanteren Femurfrakturen. Sie werden bedingt durch reaktive Knochenstoffwechselprozesse auf das Operationstrauma (Eröffnung des Femurmarkraumes, Entfernung der Spongiosa im trochanteren Bereich und Einbringen des Knochenzementes).

7. Länger anhaltende Aktivitätserhöhungen oder die Zunahme der radioaktiven Einlagerungsrate in dieser Region nach zuvor unauffälligem Knochenszintigramm sind verdächtig auf eine Prothesenlockerung.

8. Im Femurschaftbereich zeigen sich ebenfalls nur in der postoperativen Frühphase gering erhöhte radioaktive Einlagerungen im Prothesenspitzenbereich. Sie können ebenfalls als Folge des Operationstraumas gedeutet werden. Später in diesem Bereich auftretende Erhöhungen der Einlagerungsrate müssen ebenfalls als verdächtig auf eine Prothesenlockerung angesehen werden.

5. Diskussion

Die weite Verbreitung der Hüftgelenksendoprothetik in den vergangenen dreißig Jahren hat nach anfänglicher zu optimistischer Beurteilung der Erfolge im Laufe der Jahre aufgrund eingetretener Fehlschläge zu einer kritischeren Einstellung der Unfallchirurgen und Orthopäden geführt (20). Die Erkennung biomechanischer Fehler und deren Vermeidung (85) und weitere Erforschung der Materialeigenschaften (95) haben zu einer wesentlichen Qualitätsverbesserung in der Endoprothetik gerade des Hüftgelenkes geführt. Die grundsätzliche Frage der biologischen Reaktion des qualitativ unterschiedlichen Knochenlagers auf das Implantat ist in den letzten Jahren wesentlicher Gegenstand der Forschung geworden (88). Der Kliniker, der diese Forschungsergebnisse berücksichtigen muß, steht heute dennoch oft vor der Frage, welches Implantat für seinen Patienten das geeignete sei.

Die Behandlung der Schenkelhalsfrakturen bei alten Menschen, bei denen mit einer hohen Rate posttraumatischer Femurkopfnekrosen gerechnet werden muß und deren sofortige Gehfähigkeit unter Vollbelastung häufig entscheidend für die Möglichkeit weiterzuleben ist, wurde durch die Einführung der Kopf-Halsprothesen aus Metall (66) geradezu revolutioniert. Einige Jahre nach der Anwendung dieser Prothesen zeigten sich dann auch deren Komplikationen, nämlich die Lockerung des Prothesenschaftes und die Pfannenprotrusion. Nach der Einführung der Hüftgelenkstotalendoprothesen 1960/61 durch J. CHARNLEY (18) und M.E. MÖLLER, deren Komponenten "einzementiert" wurden, glaubte man, diese Probleme gelöst zu haben. Dies geschah allerdings auf Kosten einer Verlängerung der Operationsdauer und einer Ausweitung der Operation durch die erforderliche Kunstpfannenimplantation. Da einigen Operateuren - speziell für den alten Menschen - die Implantation einer Hüftgelenkstotalendoprothese zu aufwendig erschien, entwickelten sie Hüftgelenksprothesen, deren mechanisches Prinzip dem der Totalendoprothese entsprach (40, 44), die aber wiederum nur den operativen Aufwand einer Femurkopfprothese erforderten. Für diese Pro-

thesentypen ist 1979 von FISCHER und OLIVIER (35) die Bezeichnung "intermediäre" Prothesen eingeführt worden. Diese Prothesen eignen sich zur Anwendung bei Frakturen des proximalen Femures und lassen vom biomechanischen Konzept her keine so hohe Rate von Pfannenwanderungen erwarten, wie sie bei den Kopfprothesen aus Metall zu finden ist.

Als hauptsächliche Komplikationen der Hüftgelenksendoprothetik finden sich, wenn man von den Infektionen absieht, die einen bedeutenden Teil der Früh- und Spätkomplikationen ausmachen, die aseptische Materiallockerung, Materialbrüche, Frakturen in der Umgebung der Prothesenschäfte sowie paraartikuläre Ossifikationen (26). Alle diese Komplikationen begründen sich auf der Reaktion des biologischen Materials (Knochen, Knorpel, Weichteilgewebe), auf das implantierte Fremdkörpermaterial (Metall und Kunststoff).

Die Ergebnisse dieser Reaktion verursachen zum Teil den Patienten erhebliche Beschwerden, zum Teil führen sie zu gravierenden Röntgenbildveränderungen, wenn sie das Ausmaß einer Anpassungsreaktion überschreiten. Die Ausdeutung des Röntgenbildes ist jedoch nicht immer leicht (8, 42). Gelegentlich werden Lockerungen der Prothesenkomponenten diagnostiziert, die nicht vorhanden sind, oder die Veränderungen sind so diskret, daß sie übersehen werden. Das Röntgenbild bietet nur den Ist-Zustand morphologischer Veränderungen, gibt jedoch keine Hinweise über die Aktivität eines Knochenumbauprozesses.

Die Anwendung osteotroper Radioisotope hat in Einzelfällen zur Anwendung nuklearmedizinischer Diagnostik nach Hüftgelenksprothesenimplantationen geführt (73, 106). Aber erst die Entwicklung knochenaffiner Radiopharmazeutika mit geringerer Strahlenbelastung des Patienten (18, 92) ließ eine breitere Anwendung nuklearmedizinischer Diagnostik zum Studium der Knochenumbauvorgänge in der Umgebung von Gelenkprothesen zu.

In den vergangenen acht Jahren erschienen zahlreiche Veröffentlichungen über die Erkennung von Komplikationen bei Hüftgelenkstotalendoprothesen, die zunächst mit Technetium-Pyrophosphat oder Technetium-Polyphosphaten durchgeführt worden waren (27, 47, 49, 50, 64, 76, 79, 80, 108, 112), während in den letzten Jahren ^{99m}Tc -Diphosphonate verwendet wurden (8, 55, 81, 96, 117, 119). Die Vielzahl der Veröffentlichungen über Szintigrafien bei Hüftgelenkstotalprothesen verdeutlicht die überragende Bedeutung der Hüftgelenkstotalendoprothetik gegenüber der Teilendoprothetik. Über letztere fanden sich in der Literatur nur spärliche Angaben: 1974 veröffentlichten HEGI und ROTH (51) Untersuchungen mit Strontium 85 und 1980 RUSHTON et al. (80) Untersuchungen mit ^{99m}Tc -MDP bei Femurkopfprothesen. Ergebnisse knochenszintigrafischer Untersuchungen nach Implantationen "intermediärer" Hüftgelenksprothesen liegen nicht vor.

Die Knochenszintigrafie gibt andere Informationen als das Röntgenbild. Während das Röntgenbild gute morphologische Details, aber kein frühes Auftreten metabolischer Veränderungen zeigt, läßt das Knochenszintigramm zwar keine subtilen morphologischen Differenzierungen erkennen, ist jedoch sehr empfindlich in der Entdeckung von Bezirken erhöhter Knochenumbauraten (1).

Die Stärke der Radioaktivitätseinlagerung ist ein Maß für die Intensität des "turn over" der Mineralien in lokalen Knochenumbauzonen (47) oder bei allgemeinen Knochenstoffwechselstörungen. In allen genannten Publikationen hat sich bis auf geringe Ausnahmefälle die Bedeutung der Knochenszintigrafie zur Erkennung von Komplikationen nach Gelenkendoprothesen erwiesen. Es war daher naheliegend, daß diese Methode nach der Einführung einer neuen Prothese an der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie im Klinikum Steglitz zu Kontrolluntersuchungen nach der Implantation dieser Prothesen bei Frakturen des proximalen Femures herangezogen werden sollte.

Aus allen Veröffentlichungen geht auch hervor, daß das Knochenszintigramm mit dem Röntgenbild verglichen werden muß und daß zur

Beurteilung der Wertigkeit beider die gründliche klinische Untersuchung erforderlich ist.

Schwierigkeiten für die Nachuntersuchung ergaben sich aus dem hohen Alter der Patienten und der dadurch bedingten hohen Sterberate in den ersten Jahren nach der Implantation der Hüftgelenksprothese. Aber auch für einige der Patienten, die zur Nachuntersuchung erschienen waren, war das komplette Nachuntersuchungsprogramm, das zur Vermeidung mehrerer Untersuchungstage an einem Tage abgewickelt wurde, zu umfangreich, so daß sie später nicht bereit waren, zu einer Wiederholungsuntersuchung zu kommen. Ein weiterer Teil der Patienten war oft aufgrund von Krankheiten nicht in der Lage, zur Nachuntersuchung zu kommen. So fiel die Zahl der angefertigten Knochenszintigramme naturgemäß mit steigendem zeitlichen Abstand von der Operation erheblich ab. Trotz der kleinen Patientenzahl waren dennoch die Ergebnisse so eindeutig und in Einklang mit den Befunden der knochenszintigrafischen Untersuchungen an Hüftgelenkstotalendoprothesen zu bringen, daß eine gültige Aussage möglich war.

Über die Wahl des Radiopharmazeutikums bestand kein Zweifel. Es mußte eine gute Knochenaffinität und eine rasche Blutclearance bei möglichst geringer Strahlenbelastung aufweisen. Außerdem mußte es kostengünstig sein, um als Routinediagnostikum geeignet zu sein. Diese Voraussetzungen erfüllte nur das ^{99m}Tc -Methylen-Diphosphonat (MDP), das in kommerzieller Aufbereitung vorlag. Es hatte den Vorteil einer nicht zu langen Wartezeit zwischen Applikation und Messung (optimale Messung 2,5 Stunden p.i. (16, 62). Ein möglicher Nachteil mußte jedoch darin gesehen werden, daß die Einlagerungsrate des ^{99m}Tc -MDP in den spongiösen Knochen mit zunehmendem Alter erheblich abnimmt (16). Dies wurde auch von anderen Technetium-Phosphatverbindungen berichtet (118). Darin sahen wir die Ursache, daß anfänglich die Abbildungsqualität und Speicherungsintensität bei der Applikation von 10 mCi (370 MBq) nicht ganz ausreichend schien. Die von uns dann später gewählte Dosis von 15 mCi (555 MBq) steht in Einklang mit der von anderen

Untersuchern (113, 117) gewählten Dosierung.

Während für die meisten Untersuchungen an Hüftgelenktotalendoprothesen das Problem der Prothesenlockerungen im Vordergrund stand, schien dieses für die durchzuführende Studie von sekundärer Bedeutung. Vielmehr sollte die Reaktion in der natürlichen Hüftpfanne nach der Implantation der modifizierten Femurkopfprothese studiert werden. Aus den Untersuchungen von HEGI und ROTH war zu entnehmen, daß bei den Fällen von Pfannenprotrusion bei Metall-Femurkopfprothesen regelmäßig eine vermehrte Aktivität im Knochenszintigramm als Ausdruck verstärkter Knochenumbauvorgänge nachweisbar war. Dagegen beschrieben RUSHTON und WRIGHT (82) bei einer Implantationsdauer zwischen 10 und 32 Monaten (82) bei 11 von 14 Patienten geringen oder gar keinen Anstieg in der uptake-Rate des Azetabulums im Vergleich mit der kontralateralen Seite. Bei zwei Patienten war ein signifikanter Anstieg zu beobachten, ohne daß sie klinische oder radiologische Zeichen einer Pfannenwanderung aufwiesen. Ein Patient, bei dem eine erhöhte Aktivität nachweisbar war, hatte einen Morbus Paget.

Im Vergleich zu radiologischen Studien mit großen Patientenzahlen (29, 74) verwundert dies, weil der größte Teil der Knorpelzerstörungen und reaktiven Knochenveränderungen des Azetabulums bis zu 2 Jahre nach der Prothesenimplantation sichtbar wurde.

Für die "intermediären" Prothesen lagen - wie erwähnt - bisher keine knochenszintigrafischen Untersuchungsergebnisse vor. Die klinischen Ergebnisse bei "intermediären" Prothesen waren recht unterschiedlich. Während die "soft top"-Prothese von MONK eine zum Teil positive (15, 75), zum Teil sehr negative (69, 109) Beurteilung erfuhr, wurden die "hard top"-Prothese und ihre Modifikationen wesentlich günstiger beurteilt (45, 61).

Die Ursachen für das schlechte Abschneiden der "soft top"-Prothesen waren in erhöhtem Abrieb der Polyäthylencupoberflächen im

Azetabulum zu suchen, was zu einer fortschreitenden Zerstörung des Gelenkknorpels und der knöchernen Pfanne geführt hatte. Durch den Metallüberzug über der Außenfläche des Polyäthylencups sollten diese Prothesenkomplikationen vermeidbar sein. Da die angewandte Duo-Kopf-Prothese dem Typ der "soft top"-Prothese (also ohne Metallüberzug des Cups) entsprach, wäre mit einem frühzeitigen Auftreten knochenszintigrafischer Veränderungen zu rechnen gewesen. Das Röntgenbild trifft bei diesem Prothesentyp auf die Schwierigkeit, daß der Gelenkspalt zwischen Prothesencupoberfläche und Knorpel nicht sichtbar wird und damit kein indirektes Maß für die verbleibende oder schwindende Knorpeldicke zu gewinnen ist. Auch diskrete Pfannenwanderungen sind bei diesem Prothesentyp auf dem Röntgenbild nicht zu erkennen. Die Knochenszintigrafie mußte deshalb hier besonders vorteilhaft sein, weil sie als empfindliche Methode Knochenumbauvorgänge registrierte.

Da andererseits dem dicken Polyäthylencup eine stoßdämpfende Wirkung auf das knöcherne Azetabulum und damit ein schonender Effekt zugeschrieben wurde, war die mögliche knöcherne Reaktion nicht abschätzbar. Interessanterweise zeigten die Ergebnisse der Einzeluntersuchungen und auch die der Verlaufsuntersuchungen ein relativ homogenes Bild der Tracereinlagerung im Knochenszintigramm des Azetabulums der mit einer Prothese versorgten Seite. Gegenüber der nicht operierten Seite waren dabei keine wesentlich höheren Intensitätsstufen nachweisbar. Da das Patientendurchschnittsalter sehr hoch war (81,3 bzw. 83,1 Jahre), fehlten natürlich arthrotische Veränderungen auf der sogenannten gesunden Seite nicht. Sie gaben sich, je nach Aktivität des Prozesses, häufig durch erhöhte Radioaktivitätseinlagerungen zu erkennen (23, 72). Aus dem Auftreten solcher arthrotischer Hüftgelenksveränderungen auf der "gesunden" Seite mußte auch in Einzelfällen auf eine Arthrose der operierten Seite geschlossen werden, auch wenn dies gelegentlich nicht im Röntgenbild der frakturierten Seite deutlich erkennbar war. Die Rückführung erhöhter Radioaktivität im Azetabulumbereich auf eine Arthrose war besonders dann deutlich, wenn diese erhöhte Radioaktivitätseinlagerung bereits

unmittelbar postoperativ vorhanden war. So konnte in einzelnen Fällen eine Abnahme dieser anfänglich verstärkten Aktivität gefunden werden. Eine Reaktion des knöchernen Beckens auf die erhöhte mechanische Beanspruchung durch die Prothese beim Laufen kann als Ursache in der Frühphase ausgeschlossen werden. Dagegen muß sie bei Aktivitätserhöhungen in der späteren Phase durchaus diskutiert werden, da bei Untersuchungen von BESSLER und SCHAUB (68) an Hüftgelenkstotalendoprothesen bei rund 50 Prozent der untersuchten Hüften auch bei stabilen Prothesen, also auch ohne Pfannenlockerung, eine Radioaktivitätsansammlung in der Azetabulum-Region zu beobachten war. Die Autoren erklärten dies mit einer gegenüber der Norm vermehrten Druckbelastung. Gleichartige szintigrafische Veränderungen wurden von GELMAN et al. (43) sowie WEISS et al. (113) beobachtet. Auch TEHRANZADEH (96) sieht die Spezifität der Diagnostik einer Pfannenauslockerung bei der Hüftgelenkstotalendoprothese durch dieses szintigrafische Verhalten als wesentlich geringer an als die Spezifität der Prothesenschaftlockerung. Ob die Erklärung tatsächlich in einer vermehrten mechanischen Belastung des Beckenknochens auf der Prothesenseite liegt oder ob hier ständige Umbauvorgänge an der Knochen-Zementgrenze die Ursache sind, ist nicht geklärt.

Solche ossären Umbauprozesse bestehen jedoch nach dem Operations-trauma im proximalen Femurschaftbereich, insbesondere in den spongiösen Knochenbereichen des Trochanter major und minor (8, 24, 82, 106, 112). Diese vermehrten Radioaktivitätseinlagerungen gehen nach Abiauf der Anpassungsreaktion im Verlaufe des ersten postoperativen Jahres zurück. Aus Untersuchungen der Knochenzementgrenze ist bekannt, daß an der Grenzschicht zwischen Knochen und Polymerisat Knochennekrosen auftreten, die reparative Veränderungen zur Folge haben. Die erhöhte Radioaktivität in diesem Bereich bestätigt diese histologischen Befunde, auch bei den eigenen Patienten, bei denen die Prothesen ausnahmslos mit Polymethylmethacrylat (Palacos R^R) implantiert worden waren. Als "Normal"patienten kam hier eigentlich nur die Gruppe der Patienten mit medialen Schenkelhalsfrakturen in Frage, an denen dieses

Verhalten gut beobachtet werden konnte. Eine erhöhte uptake-Rate fand sich jedoch nicht bei allen Patienten. Dies kann auf individuelle Unterschiede sowohl in der Knochenregenerationsfähigkeit als auch in der Größe des Operationstraumas zurückgeführt werden. Persistierende Radioaktivitätserhöhungen im Trochanter- und Schaftbereich sind immer verdächtig auf pathologische Vorgänge (8). Die Sensitivität der Diagnose der Prothesenschaftlockerung durch Knochenszintigramm und Röntgenaufnahme zusammen wurde von diesen Untersuchern mit 97 Prozent angegeben, die Spezifität mit 93 Prozent. Eine Traceranreicherung im Schaftbereich kann natürlich nicht nur in statisch und mechanisch abnorm belasteten Knochenpartien, wie bei aseptischer Lockerung, sondern auch durch entzündliche Knochenveränderungen oder Weichteilverkalkungen hervorgerufen werden (32a). Dies konnte ebenfalls anhand der eigenen Patienten nachvollzogen werden, wo insbesondere paraartikuläre Ossifikationen zu einer zum Teil sehr starken Traceranreicherung im Bereich des Trochanter major und kranial von diesem führten. Die Divergenz zu dem röntgenologischen Befund, bei dem die Veränderungen zum Teil noch sehr gering waren oder andererseits zur Ruhe gekommen zu sein schienen, war sehr deutlich. Das Knochenszintigramm zeigte in beiden Fällen die Aktivität des noch vorhandenen Knochenbildungsprozesses bzw. erheblicher Mineralaustauschvorgänge.

Der Prothesenkopf war in fast allen Szintigrammen negativ kontrastiert, wenn nicht eine sehr hohe Grundaktivität oder eine hohe Umgebungsstrahlung vorlag. In letzteren Fällen war dann jedoch auch das Knochenszintigramm für die Azetabulumregion nicht verwertbar. Da die Kombination aus einer Metallprothese und einem zum Teil recht wandstarken Polyäthylencup bestand, war die Negativkontrastierung zum Teil geringer als dies von Femurkopfprothesen bekannt ist, die ganz aus Metall bestehen. Eine Erklärung hierfür findet sich bei MÜLLER et al. (70), die die Absorptionsraten der Gamma-Strahlen durch Metall, Keramik und HDPE gemessen haben. Die Absorptionsquote für HDPE liegt dabei deutlich unter

der des Metalls, so daß es zur Durchstrahlung des Kunststoffinterponates kommen kann.

Fälle von Prothesenlockerungen wurden in dem untersuchten Patientenklientel nur sehr selten beobachtet. Die Veränderungen in der Knochenszintigrafie waren, wie in den Verlaufskontrollen beschrieben, in einem Falle nur sehr diskret vorhanden. In allen Fällen handelte es sich um aseptische Lockerungen, die zum Teil auf biomechanische oder indikatorische Fehler bei der Implantation der Hüftgelenksprothese zurückzuführen waren.

Besonderheiten waren in den Knochenszintigrammen der Trochanterregion zu beobachten, wenn die Prothese im Rahmen einer Ausnahmeindikation bei pertrochanteren Femurfrakturen implantiert worden war. Diese Fälle stellten etwa die Hälfte der untersuchten Patienten dar. Erwartungsgemäß lag in dieser Gruppe die Zahl erhöhter Tracereinlagerungen in der trochanteren Region unmittelbar postoperativ höher als nach Schenkelhalsfrakturen. Da auch bei diesen Fällen die Intensität der Tracereinlagerung in der Trochanterregion im Laufe des ersten postoperativen Jahres fast in allen Fällen auf normale Einlagerungsraten zurückging, kann hieraus geschlossen werden, daß durch die Prothesenimplantation entweder eine hohe primäre mechanische Stabilisierung erreicht wurde oder daß im Laufe des ersten Jahres die durch den Prothesenschaft geschienten Frakturen der Trochanterregion ausheilten. Einzelfälle mit nicht zurückgehender uptake-Rate in der Trochanterregion konnten jeweils auf pathologische Ursachen zurückgeführt werden. Als Besonderheit ist hier die ungenügende Fixation eines Trochanterfragmentes oder die Pseudarthrose zu vermerken. Solche erhöhten Radioaktivitätseinlagerungen in der Trochanterregion wurden auch nach Implantation von Hüftgelenktotalendoprothesen beschrieben, wenn bei der Operation eine Trochanterosteotomie durchgeführt worden war (113).

Zusammenfassend können die Resultate der knochenszintigrafischen Verlaufsuntersuchungen nach der Implantation von Duo-Kopf-Prothesen wie folgt bewertet werden:

1. Bis auf wenige Ausnahmen, in denen eindeutige pathologische Ursachen vorlagen, waren keine erhöhten Radioaktivitätseinlagerungen im Bereich der Azetabulumregion sowohl in der postoperativen Frühphase als auch im Spätverlauf zu beobachten. Die intermediäre Prothese verursacht also keine Knochenumbauvorgänge als Reaktion auf eine vermehrte mechanische Belastung oder als Reaktion auf Knorpel- bzw. Materialabriebprodukte.

2. Pathologische knochenszintigrafische Befunde in der Azetabulumregion der operierten Seite müssen immer im Zusammenhang mit dem Röntgenbild gedeutet werden. Dies gilt auch für die Trochanter- und Femurschaftregion.

3. Die Knochenszintigrafie erwies sich auch in diesen Untersuchungen als eine für die Erfassung von Knochenumbauvorgängen empfindliche Methode, die für die Routinediagnostik bei Hüftgelenksprothesen geeignet ist.

4. Quantitative Analysen der Tracereinlagerung sind wegen des Aufwandes für die Routinediagnostik nicht geeignet und auch nicht erforderlich. Fotoszintigramme, die bei denselben Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten unter angenähert gleichen Bedingungen angefertigt werden, lassen ausreichende Aussagen über Veränderungen zu, wie dies auch bei Röntgenbildern der Fall ist.

5. Die Knochenszintigrafie sollte, wo sie nicht als Routinediagnostik zu regelmäßigen Verlaufskontrollen bei Patienten mit Hüftgelenksprothesen angewendet wird, auf jeden Fall zum Einsatz kommen, wenn eine diagnostische Klärung von fortdauernden oder gar neu aufgetretenen Beschwerden nach Hüftgelenksprothesenimplantation erforderlich ist. Dies gilt für die Hemi-Alloarthroplastik in gleichem Maße wie für die Hüftgelenktotalendoprothese.

6. Zusammenfassung

Die wesentlichste Komplikation der Hemi-Alloarthroplastik, die Protrusio acetabuli, soll mit Hilfe der "intermediären" Prothesen zum Femurkopfersatz bei der Behandlung hüftgelenksnaher Femurfrakturen vermieden werden. Da die röntgenologische Beurteilung des Azetabulums, insbesondere des "Gelenkspalts", durch die Polyäthylen-Cups dieser Prothesen schwierig ist, wurde die Skelettszintigrafie bei der Untersuchung von Patienten mit "intermediären" Prothesen hinzugezogen. Sie ermöglichte auch die Diagnostik anderer Prothesenkomplikationen.

Es wurden 216 Skelettszintigrafien mit ^{99m}Tc -Methyldiphosphonat bei 143 Patienten durchgeführt, bei denen im Zeitraum von Oktober 1977 bis September 1982 Duo-Kopf-Prothesen^R wegen Schenkelhalsfrakturen oder wegen pertrochanterer Frakturen implantiert worden waren.

Die Szintigramme wurden zum Teil bei Nachuntersuchungen bis zu 5 Jahren nach der Operation einmalig (retrospektiv), zum Teil auch mehrfach nach der Operation (prospektiv) angefertigt.

Die Auswertung der Fotoszintigramme erfolgte visuell und fotodensitometrisch unter Festlegung von 10 Intensitätsstufen. Sie ermöglichte es, im Seitenvergleich zur nicht operierten Seite "Normalwerte" für die einzelnen Regionen des Beckens und des proximalen Femurs in unterschiedlichen Zeiträumen nach der Operation festzustellen.

Für die operierten Hüftgelenke konnten folgende Feststellungen getroffen werden:

1. Im Azetabulum bedeutet eine vermehrte Aktivitätsanreicherung einen pathologischen Befund, wenn sie über das erste postoperative Jahr hinaus besteht. Die (seltene) Zunahme oder konstant hohe Intensität der Tracerspeicherung weist auf einen vermehrten

Umbauprozess im Knochen hin. Die Ursache ist bei den sehr alten Patienten häufig eine aktivierte Arthrose. Eine Protrusio acetabuli ergibt im aktiven Stadium vor der Röntgenaufnahme einen pathologischen Befund. Sie wurde zweimal beobachtet.

2. Nach der Prothesenimplantation in den Femurschaft kann in der Trochanterregion eine vorübergehende erhöhte Radioaktivitätsspeicherung auftreten. Anhaltende Befunde sind als pathologisch anzusehen und haben ihre Ursache meist in Lockerungsprozessen der Prothese.

3. Pertrochantere Femurfrakturen, die mit dem Prothesenschaft stabilisiert wurden, werden knöchern durchgebaut. Der Knochenheilungsvorgang kann eine vermehrte Stoffwechselaktivität über das erste postoperative Jahr hinaus bedingen.

4. Länger anhaltende oder neu auftretende Anreicherungen im periartikulären Bereich lassen sich immer auf pathologische Prozesse zurückführen: heterotope Ossifikationen, nicht fixierte Knochenfragmente, Pseudarthrosen.

Insgesamt stellt die Skelettszintigrafie des Beckens und der Oberschenkelregion eine wesentliche Befundergänzung der Röntgenuntersuchung dar. Sie ist eine empfindliche Methode zur Erkennung von Stoffwechselaktivitäten des Knochens und läßt pathologische Prozesse früher erkennen und lokalisieren als das Röntgenbild.

Es kann deshalb die routinemäßige Anwendung der ^{99m}Tc -MDP-Skelettszintigrafie zur Verlaufskontrolle (einmal jährlich) nach Hemi-Alloarthroplastiken des Hüftgelenkes empfohlen werden, wobei sogar bei regelmäßigen Kontrollen unter Umständen auf die Röntgenuntersuchung verzichtet werden könnte.

7. Literaturverzeichnis

1. Allhands, R.V.; Kallfelz, F.A.; Lust, G.:
Radionuclide joint imaging: an ancillary technique in the
diagnosis of canine Hip Dysplasia.
In: Am J Vet Res, 41 (2) 1980, S. 230-233.
2. Anger, K.; Küper, K.:
Die quantitative Ganzkörperskelettszintigraphie. I. Methodik.
In: Nuklearmedizin, 19 1980, S. 64-73.
3. Applegreen, L.E.; Nilsson, A.; Ullberg, S.:
Autoradiographic localization of strontium 85 in osteosar-
comas.
In: Acta Radiol. Ther. Phys. Biol., 1 1963, S. 459-464.
4. Bateman, J.E.:
Single assembly total hip prothesis - preliminary report.
In: Orth. Dig. 2 1973, s. 15-22.
5. Bauer, G.C.H.; Ray, R.D.:
Kinetics of strontium metabolism in man.
In: J. Bone Joint Surg. 40A 1958, S. 171-186.
6. Bauer, G.C.H.; Wendeberg, B.:
External counting of ^{47}Ca und ^{85}Sr in studies of localized
skeletal lesions in man.
In: J. Bone Joint Surg. 41B 1959, S. 558-580.
7. Bessler, W.; Schaub, W.;
Radioisotopenuntersuchung bei Knochen- und Gelenkerkran-
kungen.
In: Röntgenblätter 30 (11) 1977, S. 571-578.
8. Bessler, W.; Schaub, W.:
Röntgenologische und szintigraphische Beurteilung von Hüft-
gelenktotalprothesen.
In: RÖFO 130 (5) 1979, S. 546-551.
9. Bevan, J.A.; Tofe, A.J.; Benedict, J.J.; Francis, M.D.;
Barnett, B.L.; T-99m BMDP (Hydroxymethylene Diphosphonate): A
radiopharmaceutical for skeletal and acute myocardial infarct
imaging.

I. Synthesis and distribution in animals.

In: J. Nucl. Med. 21 1980. S. 961-66.

10. Bevan, J.A.; Tofe, A.J.; Benedict, J.J.; Francis, M.D.; Barnett, B.L.: Tc-99m HMDP (Hydroxymethylene diphosphonate): A radiopharmaceutical for skeletal and acute myocardial infarct imaging.

II. Comparison of Tc^{99m} hydroxymethylene diphosphonate (HMDP) or the other technetium-labeled-bone-imaging agents in a canine model.

In: J. Nucl. Med. 21 1980, S.967-70.

11. Blau, M.; Nagler, W.; Bender, M.A.: Fluorine-18: A new isotope for bone scanning.

In: J. Nucl. Med. 3 1963, S. 332.

12. bluhm, M.; McGregor, J.; Nordin, B.E.C.: In vitro and in vivo studies with bone seeking isotopes.

In: Fellingner, K.; Höfer, R. (Hrsg.)
Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung.
München: Urban & Schwarzenbeg 1960.

13. Boskey, A.L.: Current concepts of the physiology and biochemistry of calcification.

In: Clin. Orthop. 157 1981, S. 225-257.

14. Breyer, H.-G.; Enes-Gaiao, F.; Urbanski, A.: Die Femurkopfprothese als Ausnahmeindikation bei pertrochanteren Frakturen greiser Patienten.

In: Akt. Traumatol. 9 1979, S. 359-365.

15. Buchinger-Al Haddad, H.; Reichel, K.: Indikationsstellung und Technik der DUOKOPF-BUCHINGER-AL-HADDAD-Hüftendoprothese.

In: Rehn, J. (Hrsg.)
Der alte Mensch in der Chirurgie.
Berlin, Heidelberg, New-York: Springer 1979.

16. Buell, U.: Tc^{99m}-methylene diphosphonate (MDP) bone imaging: optimum normal bonescan by optimum time delay? (letter).

In: J. Nucl. Med. 22 (1) 1981, S. 95-96.

17. Carnesale, P.D.; Anderson, L.D.:
Primary prosthetic replacement for femoral neck fractures.
In: Arch. Surg. 110 1975, S. 27-29.
18. Castronova, F.P.; Callahan, R.J.:
New bone scanning agent: ^{99m}Tc -labeled 1-Hydroxy-Ethylene-1, 1-Disodium Phosphonate.
In: J. Nucl. Med. 13 1972, s. 823-827.
19. Charnley, J.:
Surgery of the hip-joint. Present and future developments.
In: Brit. Med. J. I 1960, s. 821-826.
20. Charnley, J.:
Low friction arthroplasty of the hip.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1979.
21. Chievitz, O.; Hevesy, G.:
Radioactive indicators in the study of phosphorus metabolism in rats.
In: Nature (London) 136 1935, S. 754-755.
22. Christiansen, T.:
A new hipprothesis with trunnion baring.
In: Acta Chir. Scand. 135 1969, S. 43-46.
23. Christensen, S.B.; Arnold, C.C.:
Distribution of ^{99m}Tc -phosphate compounds in osteoarthritic.
In: J. Bone Joint Surg. 62 (1) 1980, S. 90-96.
24. Creutzig, H.:
Bone imaging after total replacement arthroplasty of the hip joint.
In: Europ. J. Nuc. Med. 1 1976, S. 177-180.
25. Dickreuther, W.:
Indikation und Spätresultate bei Versorgung von Schenkelhalsfrakturen mit Kopfendoprothese.
In: Helv. Chir. Acta 45 1978, S. 403-411.
26. Dietschi, C.:
Zur Problematik des künstlichen Hüftgelenks.
Stuttgart: A.W. Gertner, 1978.
Schriftenreihe der Medizinisch-orthopädischen Technik Bd. 3.

27. Dreyer, J.; Georgi, P.; Prévot, H.:
Der Aussagewert der Szintigraphie bei Verdacht auf Endoprothesenlockerung.
In: Orthop. Praxis 13 1977, S. 45-47.
28. Drinker, H.; Murray, W.R.:
The universal proximal femoral endoprothesis.
In: J. Bone Joint Surg. 61A 1979, S. 1167-1174.
29. Duquennoy, A.; Decoulx, J.; Bouretz, J.C.; Torabi, D.; Fievet, C.:
Devenir lointain des prothèses céphaliques simple du fémur.
In: Acta Orthop. Belgic. 41 1975, S. 554-574.
30. Eberle, H.:
Röntgenologische Spätkomplikationen nach Femurkopfendoprothesen und deren Behandlung.
In: Helv. Chir. Acta 42 1975, S. 43-46.
31. Eckelman, W.C.; Meinken, G.; Richards, P.:
The chemical state of ^{99m}Tc in biomedical products.
II. The chelation of reduced Technetium with DTPA.
In: J. Nucl. Med. 13 1972, S. 577-581.
32. Enes-Gaiao, F.:
Erweiterte Indikation zur Implantation von Kopfprothesen bei pertrochanteren Femur-Frakturen.
In: Unf. Chir. 3 1977, S. 135-139.
- 32a Feine, U.; Zum Winkel, K.:
Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik. 2.Aufl.
Stuttgart: Thieme, 1980.
33. Felix, R.; Fleisch, H.:
Chemie und Wirkung der Biphosphonate (Diphosphonate).
In: Ziegler, R. (Hrsg.)
EHDP - Ein neues therapeutisches Prinzip bei Osteopathien und Calciumstoffwechselstörungen.
München, Wien, baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1982.
34. Fischer, L.P.; Noyer, D.; Vial, P.; Hartmann, D.; Patricot, L.M.; Laborier, J.C.; Louis, D.; Ville, G.; De Mourgues, G.:
Le cartilage cotyloïdien face à trois types de prothèse femorale. Etude expérimentale. (Cotyloid cartilage as affected by 3 types of femoral prosthesis.)
In: Rev. Chir. Orthop. 65 (11) 1979, S. 47-50.

35. Fischer, L.P.; Olivier, H.:
Le cotyle face aux prothèses fémorales. (Acetabular reactions to femoral prostheses.)
In: Rev. Chir. Orthop. 65 (3) 1979, S. 121-163.
36. Fischer, M.; Gerlach, U.:
Klinischer Vergleich von zwei knochenaffinen Phosphatkomplexen: Methyldiphosphonat -Diphosphonopropandicarbon-säure..
In: Nuc. Compact 13 1982, S. 121-122.
37. Fleisch, H.; Bisaz, S.:
Isolation from urine of pyrophosphate, a calcification inhibitor.
In: Am. J. Physiol. 203 1962, S. 671-675.
38. Fleisch, H.; Neuman, W.F.:
Mechanisms of calcification: role of collagen, polyphosphates and phosphatase.
In: Am. J. Physiol. 200 1961, S. 1296-1300.
39. Fleisch, H.; Russel, R.G.G.; Francis, M.D.:
Diphosphonate inhibit hydroxidapatite dissolution in vitro and bone resorption in Tissue culture and in vivo.
In: Science 1969, S. 1262-1264.
40. Fleming, W.H.; McIlraith, J.D.; King, E.R.:
Photoscanning of bone lesions utilizing strontium 85.
In: Radiology 77 1961, S. 635-636.
41. Fraser, R.; Harrison, M.; Ibbertson, K.:
The role of calcium turn over in bone. Measurements by a tracer test using stable strontium.
In: Quart. J. Med. 29 1960, S. 85-111.
42. Gaechter, A.;
Diagnostische Probleme bei der Lockerung von Hüfttotalprothesen.
In: Praxis 68 (38) 1979, S. 1215-1220.
43. Gelman, M.I.; Coleman, R.E.; Steven, P.M.; Davey, B.W.:
Radiography, radionuclide imaging and arthrography in the evaluation of total hip and knee replacement.
In: Radiology 128(3) 1978, S. 677-682.

44. Giliberty, R.P.:
Low friction bipolar hip endoprosthesis.
In: Internat. Surg. 62 1977, S. 38-41.
45. Gonon, G.P.; Lortat-Jacob, A.:
Les prothèses intermédiaires (prothèses fémorales couplées à une cupule non scellée).
Intermediate prostheses (femoral prostheses combined with an unsealed cup).
In: Rev. Chir. Orthop. 65 (3) 1979, S. 144-148.
46. Goymann, V.; Schlegel, K.R.; Seifert, J.:
Coxarthrose-Operationsmethoden und postoperative Befunde im Röntgenbild.
In: Radiologie 14 1974, S. 361-373.
47. Guzzanti, V.; Greco, F.; deRossi, G.; Focacci, C.:
Die Toleranz bei Hüftgelenksprothesen bewertet durch szintigraphische Studien.
In: Arch. Orthop. Unfall-chir. 88 1977, S. 87-101.
48. Gynning, I.; Langeland, P.; Lindberg, S.; Waldeskog, B.:
Localisation with ⁸⁵Sr of spinal metastases in mammary cancer and changes in uptake after hormone and roentgen therapy.
In: Acta Radiol. 55 1961, S. 119-128.
49. Haeckel, H.; Koenig, B.; Mostbeck, A.; Pflueger, W.:
Zur Wertigkeit der Knochenszintigraphie bei Kunstgelenk-lockerungen
In: Z. Orthop. 116 (5) 1978, S.727-731.
50. Heep, R.; Lichte, H.:
Nuklearmedizinische Befunde an gelockerten und entzündeten Total-Endoprothesen.
In: Hefte Unfallheilk. 117 1973, S. 275-279.
51. Hegi, E.; Roth, H.:
Zum Knochenumbau in der Hüftgelenkpfanne bei Kopfendoprothesen.
In: Helv. Chir. Acta. 41 1974, S. 257-260.
52. Hegi, E.; Roth, E.:
Kopfprothesen bei Schenkelhalsfrakturen?
In: Chirurg. 46 1975, S. 78-84.

53. Heimke, G.; Stock, D.:
Rules controlling the reactions of bony tissue along inert implants.

In: Lee, A.J.C.; Albrektsson, T.; Branemark, P.I. (Hrsg.)
Clinical Applications of Biomaterials.
: Wiley, 1982.
54. Hopkins, G.B.; Kristensen, K.A.; Blickenstaff, D.E.:
Fluorine-18 bone scans in the detection of early metastatic bone tumors.

In: J. Amer. Med. Ass. 222 1972, S. 813-
55. Horoszowski, H.; Ganel, A.; Kamhin, M.; Zaltzman, S.; Farine, L.;
Sequential use of technetium 99m MDP and gallium 67 citrate imaging in the evaluation of painful total hip replacement.

In: Br. J. Radiol. 53 (636) 1980, S. 1169-1173.
56. Lamtpr. E.:
Szintigraphie bei Totalendoprothesen der Hüfte.

In: Orthop. Praxis. 7 1971, S. 682-
57. Kipfer, M.;
Traitement des fractures per-trochanteriennes du sujet age par prothese cervico-cephalique. Technique et resultats.

In: Nouv. Presse Med. 10/24 1981, S. 2025-2027.
58. Kwok, D.C.; Cruess, R.L.:
A retrospective study of Moore and -Thompson hemiarthroplasty. A review of 599 surgical cases and an analysis of the technical complications.

In: Clin. Orthop. 169 1982, S. 179-185.
59. Linkesch, W.; Bergmann, H.; Endler, F.; Kolarz, G.; Höfer, R.:
Nuklearmedizinische Untersuchungen zur Einheilung von Hüftgelenksendoprothesen.

In: Z. Orthop. 115 1977, S. 108-
60. Little, K.:
Bone behaviour.
London, New York: acad. Pr., 1973.
61. Long, J.W.; Knight, W.:
Bateman UPF Prothesis in fractures of the femoral neck.

In: Clin. Orthop. 152 1980, S. 198-201.

62. Makler, P.T.; Charles, N.D.:
Studies of skeletal tracer kinetics IV. Optimum time delay
for Tc-99m (Sn) methylene diphosphonate bone imaging.
In: J. Nucl. Med. 21 1980, S.641-645.
63. Meyer, G.:
Die Behandlung von Schenkelhalspseudarthrosen mit Hüftkopf-
endoprothesen.
In: Beitr. Orthop. u. Traumatol. 22 1975, S. 241-252.
64. McInerney, D.P.; Hyde, I.D.:
Technetium 99-TcM pyrophosphate scanning in the assessment of
the painful hip prothesis.
In: Clin. Radiol. 29 (5) 1978, S. 513-517.
65. Merrick, M.V.:
Review article - Bone scanning.
In: Brit. J. Radiology, 48 1975, S. 327-351.
66. Moore, A.:
Metal hip joint. A self-locking Vitallium-prothesis.
In: Sth. Med. J. 45 1952, S. 1015-1019.
67. Moore, A.T.:
The self-locking metal hip prosthesis.
In: J. Bone Joint Surg. 39 1957, S. 811-812.
68. Moroe, A.T.; Bohlman, H.R.:
Metal hip joint, a case report.
In: J. Bone Joint Surg. 25 1943, S. 688-692.
69. Mossing, N.:
Aseptic loosening of the Monk hip orphthesis.
In: Acta Orthop. Scand. 51 1980, S. 833-839.
70. Müller, U.; Fängewisch, G-L.; Meinke, H-J.:
Über die Möglichkeit szintigraphischer Diagnostik bei
Lockerungsprozessen von Schalenprothesen aus Kohlenstoff.
In: Z. Orthop. 119 1981, S. 244-247.
71. Mulry, W.G.; Dudley, H.C.:
Studies of radiogallium in bone tumors.
In: J. Lab. Clin. Med. 37 1951, S. 239-252.

72. Nebel, G.; Lingg, G.:
Szintigraphie, Computertomographie und konventionelle Röntgenuntersuchung bei degenerativen und entzündlichen Hüftgelenkserkrankungen.
In: Z. Rheumatol. 40/5 1981, S.217-222.
73. Nöh, E.; Akalin, M.:
Szintigraphische Untersuchungen zur Frage der Lockerung von Totalendoprothesen an der Hüfte.
In: Z. Orthop. 112 1974, S. 336-341.
74. Olivier, H.; Frot, B.; Christel, P.;
Les prothèses fémorales simples - evolution radiologique.
In: Rev. Chir. Orthop. 65 1979, S.127-130.
75. Osterwalder, M.:
Erfahrungen mit der MONK-"Soft-top"-Femurkopfprothese.
In: Z. Orthop. 119 1981, S. 512-515.
76. Pearlman, A.W.:
Loosening and infection in the post-implantation hip diagnostic screening with radionuclides.
In: Bull. Hosp. Joint Dis. 40 1978, S. 55-63.
77. Plaue, R.; Cotta, H.; Schulitz, K-P.; Städtler, J.:
Die Behandlung per- und subtrochanterer Frakturen durch alloplastischen Ersatz des Hüftgelenkes.
In: Arch. Orthop. Unfall-chir. 79 1974, S. 44-53.
78. Posner, A.S.:
The structure of bone apatite surfaces.
Symposium on Implant Stimulated Interfaces Reactions Berlin, 18. und 19. Feb. 1983.
79. Reing, C.M.; Richin, P.F.; Kenmore, P.I.:
Differential home-scanning in the evaluation of a painful total joint replacement.
In: J. Bone Joint Surg. (Am) 61 (6A) 1979, S. 933-936.
80. Rossi, G. de; Focacci, G.; Greco, F.:
Radioisotopic assessment of some pathological conditions of hip joint.
In: Radiol. Diagn. (Berl.) 18(6) 1977, S. 817-823.

81. Rushton, N.; Coakley, A.J.; Tudor, J.; Wraight, E.P.:
The value of technetium and gallium scanning in assessing pain after total hip replacement.

In: J. Bone. Joint Surg. (Br) 64 (3) 1982, S. 313-318.
82. Rushton, N.; Wraight, E.P.:
Technetium 99m methylene diphosphonate scanning in Thompson hemiarthroplasties.

In: Br. J. Radiol. 53 (632) 1980, S. 781-783.
83. Sauer, B.W.; Klawitter, J.J.; Weinstein, A.M.; Spector, M.:
The use of polymers in high load bearing joints in the loco-motor systems.

In: Schaldach, M.; Hohmann, D.:
Advances in artificial hip and knee joint technology.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1976.
84. Schneider, R.; Freiberger, R.H.; Ghelman, B.; Ranawat, C.S.:
Radiologic evaluation of painful joint prostheses.

In: Clin. Orthop. 170 1982, S. 156-168.
85. Schneider, R.:
Die Totalprothese der Hüfte. Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen.

In: Akt. Prob. in Chir. u. Orthop. 24 1982, S. 13-33
58-67
84-87.
86. Schümichen, C.; Schmidt, H.:
Biokinetik von Technetium-99m-2,3-Dicarboxypropan-1,11 Di-phosphonat (99m Tc-DPD) im Vergleich zu anderen Technetium 99m-Phosphaten.

20. Internat. Jahrestagung der Gesellschaft für Nuklearmedizin. 1982.
87. Seifert, J.; Goymann, V.:
Verlaufskontrollen im Röntgenbild nach Operationen bei Coxarthrosen.

In: Radiologie 14 1974, S.374-378.
88. Sela, J.:
Healing of jaw and tubular bones following different injuries and administration of implant materials.

Symposium on Implant Stimulated Interface Reactions. Berlin, 18. u. 19. Feb. 1983.

89. Semlitsch, M.:
Eigenschaften der CoNiCuMo-Schmiedelegierung Protasul-10 für Gelenkendoprothesen mit klinischer Anwendung seit 1971.
In: Swiss Med. 1 1979, S. 15-21.
90. Soos, A.:
Hip replacement employing the Duo Kopf Monk endoprosthesis.
In: Ugeskr. Laeg. 142/32 1980, S.2051-2053.
91. Stock, D.; Beck, W.; Dumpert, H.P.:
Komplikationen der Hüftendoprothese im Röntgenbild.
In: Radiologie 14 1974, S.108-113.
92. Subramanian, G.; McAfee, J.G.; Bell, E.G.; Blair, J.J.; O'Mara, R.E.; Ralston, P.H.:
99m-Tc-labelled polyphosphate as a skeletal image agent.
In: Radiology 102 1972, S. 701-
93. Subramanian, G.; McAfee, J.G.; Blair, R.J.; Kallfelz, F.A.; Thomas, F.D.:
Technetium 99m-methylene-diphosphonate - a superior agent for skeletal imaging: comparison with other technetium complexes.
In: J. Nucl. Med. 16 1975, S. 744-746.
94. Subramanian, G.; McAfee, J.G.; Blair, R.J.; Rosenstreich, M.; Coco, M.; Duxbury, C.E.:
Technetium-99m-labeled stannous Imidophosphate, a new radio-diagnostic agent for bone scanning: comparison with other 99m Tc complexes.
In: J. Nucl. Med. 16 1975, S. 1137-1143.
95. Swanson, S.A.V.; Freeman, M.A.R.:
Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1979.
96. Tehranzadeh, J.; Schneider, R.; Friedberger, R.H.:
Radiological evaluation of painful total hip replacement.
In: Radiology 141/2 1981, S. 355-362.
97. Tenner, R.; Hintze, A.:
Künstliche Hüftgelenke im Röntgenbild.
In: Radiologie 14 1974, S. 101-107

98. Thomas, B.J.; Amstutz, H.C.; Mai, L.L.; Webber, M.M.:
Identification of hip surface arthroplasty failures with
TcSC/TcmDP radionuclide imaging.
In: Clin. Orthop. 167 1982, S. 106-112.
99. Thompson, F.R.:
2 1/2 years experience with a vitallium intramedullary hip
prosthesis.
In: J. Bone Joint Surg. 35A 1953, S.1032-1033.
100. Thull, R.:
The long-term stability of metallic materials for use in
joint endoprostheses.
In: Med. progr. Technol. 5 1977, s. 103-112.
101. Tofe, A.J.; Bevan, J.A.; Fawzi, M.B.; Francis, M.D.; Silber-
stein, E.B.; Alexander, G.A.; Gunderson, D.E.; Blair, K.:
Gentisic Acid: A new stabilizer for low tin skeletal imaging
agents: concise communication.
In: J. Nucl. Med. 21 1980, S. 366-370.
102. Tofe, A.J., Francis, M.D.:
In vitro stabilization of a low-tin bone-imaging agent
(^{99m}Tc-Sn-HEDP) by ascorbic acid.
In: J. Nucl. Med. 17 1976, S. 820-825.
103. Treadwell, A.; Low-Beer, B.V.; Friedlel, H.L.; Lawrence,
J.H.:
Metabolic studies on neoplasm of bone with the aid of radio-
active strontium.
In: Amer. J. med. Sci. 204 1942, S. 521, 530.
104. Ungethuem, M.:
Technological test-methods for hip prostheses.
In: Arch. Orthop. Traum. Surg. 97/4 1980, S. 285-292.
105. Urist, M.R.:
Biochemistry of calcification.
In: Bourne, G.H. (Hrsg.)
The Biochemistry and Physiology of Bone.
New York, San Francisco, London: Acad. Pr., 1976.
106. Venchr. H.; Grober, W.; Klems, H.:
Szintigrafische Verlaufsbeobachtungen vor und nach alloar-
throplastischem Hüftgelenksersatz.
In: Fortschr. Röntgenstr. 117 1972, S. 355-359.

107. Vernon-Roberts, B.; Freeman, M.A.R.:
Morphological and analytical studies of the tissue adjacent to joint prostheses: Investigations into the causes of loosening of prostheses.

In: Schaldach, M.; Hohmann, D. (Hrsg.)
Advances in artificial hip and knee joint technology.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1976.
108. Vovinckel, M.:
Knochenszintigrafie zur Verlaufskontrolle bei Endoprothetik.

In: Diagnostik 9 1976, S. 548-551.
109. Webb, P.J.; Wright, K.W.J.; Winter, G.D.:
The Monk "soft top" endoprosthesis.

In: J. Bone Joint Surg. 62B 1980, S. 174-179.
110. Weber, B.G.:
Die Rotations-Totalprothese des Hüftgelenks.

In: Z. orthop. 107 1970, S. 304-315.
111. Weber, d.A.; Greenberg, E.J.; Dimich, A.; Kenny, P.J.; Rothschild, E.O.; Myers, W.P.L.; Laughlin, J.S.:
Kinetics of radionuclides used for bone studies.

In: J. Nucl. Med. 10 1969, S. 8-
112. Wegmann, K.; Haack, V.; Schade, W.:
Szintigraphische Untersuchung nach Hüftgelenksendoprothesen.

In: Chir. Praxis. 20 1975/76, S. 343-348.
113. Weiss, P.E.; Mall, J.C.; Hoffer, P.B.; Murray, W.R.; Rodrigo, J.J.; Genant, H.K.:
99mTc-methylene diphosphonate bone imaging in the evaluation of total hip prostheses.

In: Radiology. 133 (3 PT 1) 1979, S. 727-729.
114. Wilhelm, G.:
Probleme des Calcium- und Knochenstoffwechsels.

In: Dt. Ärztebl. 38 1974, S. 2713-2720.

115. Willert, H.C.; Semlitsch, M.; Buchhorn, G.; Kriete, U.:
Materialverschleiß und Gewebereaktion bei künstlichen Gelenken.
In: Orthopäde. 7 1978, S. 62-83.
116. Williams, F.; McCall, I.W.; Park, W.M.; O'Collor, B.T.;
Morris, V.:
Gallium 67 - scanning in the painful total hip replacement.
In: Clin. Radiol. 32 1981, S. 431-439.
117. Williamson, B.R.; McLaughlin, R.E.; Wang, G.W.; Miller, C.W.;
Teates, C.D.; Bray, S.T.:
Radionuclide bone imaging as a means of differentiating
loosening and infection in patients with a painful total hip
prosthesis.
In: Radiology. 133 (3 PT 1) 1979, s. 723-725.
118. Wilson, M.A.:
The effect of age on the quality of bone scans using technetium-99m-pyrophosphate.
In: Radiology, 139 (3) 1981, S. 703-705.
119. Yano, Y.; McRae, J.; Van Dyke, D.C.; Anger, H.O.:
Technetium-99m-labeled stannous ethane - 1 Hydrox-1, 1-di-
phosphonate: a new bone scanning agent.
In: J. Nucl. med. 14 1973, S. 73-78.
120. Zum Winkel, K.:
Nuklearmedizin.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1975.

8. Danksagung

Ich möchte Herrn Prof. Dr. K. Oeff und Herrn Prof. Dr. K. Kopenhagen, Abteilung für Nuklearmedizin für die fachliche Einführung in die Methodik und die Beratung bei der Anfertigung dieser Arbeit danken.

Herrn Prof. Dr. R. Rahmanzadeh, der mir freundlicherweise die klinischen Daten der Patienten überließ, und Herrn Oberarzt Dr. H.-G. Breyer, Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, der mir die klinischen und röntgenologischen Befunde der Nachuntersuchungen zur Verfügung stellte und mir bei der Auswertung der Befunde und bei der Abfassung des Manuskriptes stets Hilfe gab, gilt mein besonderer Dank.

Nicht vergessen möchte ich alle Kollegen und Mitarbeiter der Abteilung für Nuklearmedizin, der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, der Chirurgischen Poliklinik und der Zentralen Foto- und Filmabteilung, ohne deren Mitwirkung die Durchführung der Untersuchungen nicht möglich gewesen wäre.

9. Lebenslauf

Name:	Essam El-Din Shaltout
Geburtstag	29.4.1944
Geburtsort	Tanta, Ägypten
Vater	Khalid Shaltout, Tiefbauunternehmer
Mutter	Ettidal Abdel Motti, Malerin
Ehefrau	Beatrix Bieleck-Shaltout, Lehrerin
Sohn	Tarek, geb. 17.10.1969
Schulen u.	1948-1955 Primary School
Studium	1959-1960 Secondary School
	1960-1963 Militärakademie der Ägyptischen Luftwaffe
	1963-1968 Medizinische Fakultät, Univ. Alexandria
	1968-1969 Famulatur im Rudolf-Virchow- Krankenhaus in Berlin
	1970-1979 Medizin, FU Berlin, Approbation
Beruf	1979-1981 Wissenschaftlicher Assistent in der Abteilung für Nuklearmedizin im Klinikum Steglitz der FU Berlin, seit 1981 niedergelassener praktischer Arzt in Berlin Steglitz

